

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA**



**TESIS DOCTORAL**

**Medida y clasificación de lentes oftálmicas de  
adición progresiva**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Rubén Arroyo Sanz**

DIRECTOR

**José Alonso Fernández**

**Madrid, 2017**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA**



**TESIS DOCTORAL**

**MEDIDA Y CLASIFICACIÓN DE LENTES OFTÁLMICAS DE  
ADICIÓN PROGRESIVA**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Rubén Arroyo Sanz**

Director

**José Alonso Fernández**

**Madrid, 2015**

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA



MEDIDA Y CLASIFICACIÓN DE LENTES OFTÁLMICAS  
DE ADICIÓN PROGRESIVA

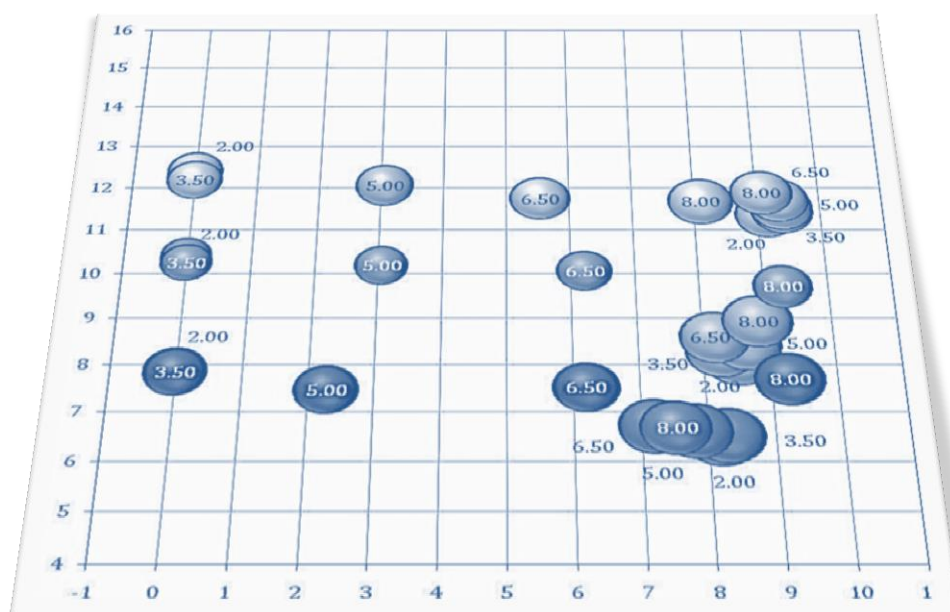
Tesis doctoral

Rubén Arroyo Sanz

Madrid, 2015



# Agradecimientos y dedicatorias



# Agradecimientos y dedicatorias

Aunque parezca mentira, ésta es la parte más complicada de redactar de toda mi tesis. En ella he de agradecer a todos aquellos que me han soportado y animado en esta larga travesía en los momentos que más lo he necesitado. Para todos ellos van dedicadas estas siguientes palabras.

Va a hacer ya casi 7 años que comencé esta aventura que con el tiempo pareció ser un viaje interminable. Tantas veces me han preguntado “¿cómo va la tesis?” o “y tu tesis, ¿cuándo la terminas?” que últimamente me parecía hasta extraño contestar con un “¡ya casi está!”. Lo habitual era responder “puff, esto va para largo” e incluso hubo un tiempo en que me molestaba cuando alguien sacaba el dichoso tema de conversación.

Por ese motivo me gustaría aprovechar este apartado para expresar mi más sincero agradecimiento a todas esas personas que de una forma u otra me han ayudado y sienten que un trocito de este proyecto también les pertenece ya que sin su apoyo esta tesis no sería posible.

También mi agradecimiento a mi director de tesis el Dr. José Alonso por darme la oportunidad de ser su doctorando y completar mi formación con su conocimiento, así como aportar su experiencia en la realización de todo el proyecto.

Un agradecimiento especial a mi familia por su amor, su fuerza y estar siempre ahí cuando los he necesitado, a pesar de no terminar de comprender mi afán por seguir estudiando.

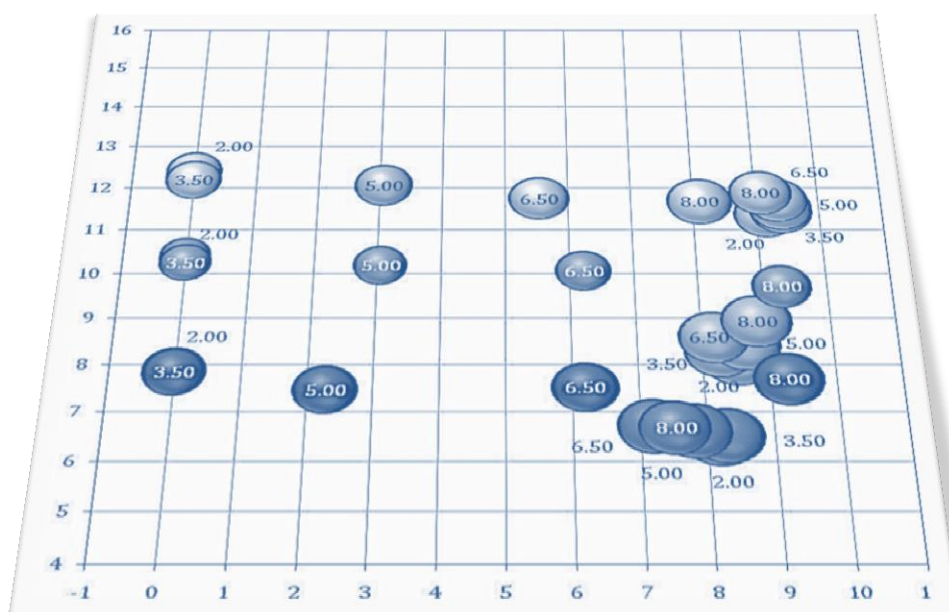
Un pequeño apartado para una persona mágicamente especial porque con su empeño me ha empujado a terminar este proyecto y a reforzar las ganas de continuar aprendiendo cosas nuevas, gracias Nerea.

¡Muchas gracias a todos!

*"Todo el mundo es especial. Todo el mundo. Todo el mundo es un héroe, un amante,  
un loco, un villano. Todo el mundo. Todo el mundo tiene su historia."*

*V de Vendetta*

# Índice



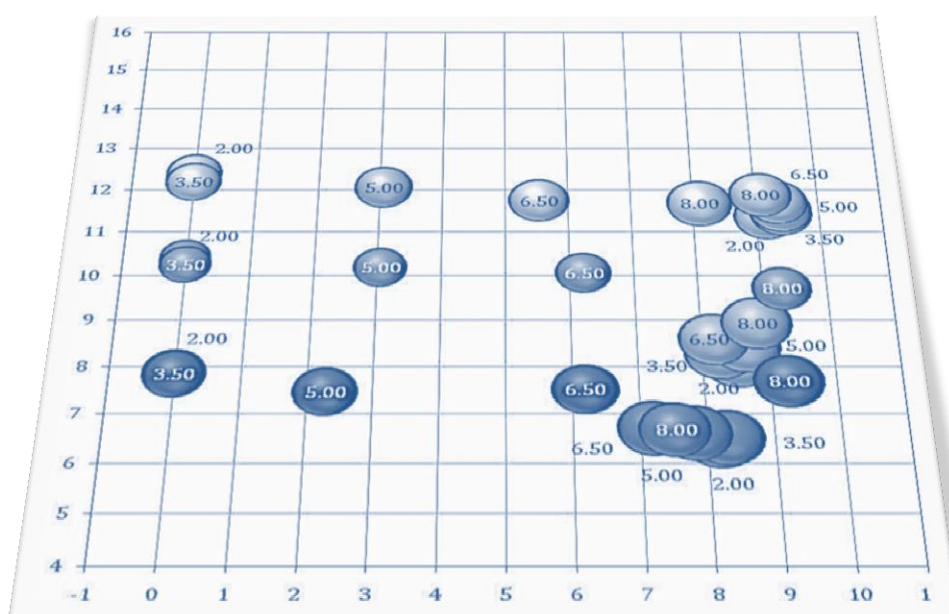


# Índice

<b>Resumen .....</b>	<b>4</b>
<b>Capítulo 1 La presbicia y su compensación.....</b>	<b>11</b>
1.1 El ojo como sistema óptico .....	12
1.2 Acomodación y presbicia.....	13
1.3 Tipos de compensación con lente oftálmica .....	15
1.3.1 Lentes monofocales.....	15
1.3.2 Lentes bifocales y trifocales .....	15
1.3.3 Lentes multifocales .....	17
1.4 Lentes de contacto .....	21
1.5 Cirugía.....	22
1.6 Futuras compensaciones .....	23
<b>Capítulo 2 Estructura y características de la lente progresiva .....</b>	<b>24</b>
2.1 La lente oftálmica .....	25
2.2 Estructura de una lente de potencia progresiva .....	26
2.3 Parámetros de una lente progresiva.....	29
2.4 Representaciones gráficas .....	32
2.5 Distribución de potencia .....	34
2.6 Diseños duros y diseños blandos .....	36
2.7 Historia de las lentes multifocales.....	39
2.8 Tendencias recientes y futuras .....	41
<b>Capítulo 3 Clasificación de LPPs utilizando mapas de potencia de usuario ...</b>	<b>44</b>
3.1 Introducción .....	45
3.2 Potencia percibida vs. potencia medida .....	48
3.3 Metodología .....	53
3.4 Resultados.....	55
3.4.1 Visión de lejos.....	55
3.4.2 Visión intermedia.....	57
3.4.3 Visión de cerca .....	58
3.4.4 Máximo cilindro.....	64
3.5 Representación multiparamétrica.....	65
3.6 Conclusiones.....	69
<b>Capítulo 4 Influencia de la curva base en el funcionamiento de las LPPs .....</b>	<b>70</b>
4.1 Introducción .....	71
4.2 Metodología .....	73
4.3 Resultados.....	74
4.3.1 Visión de lejos.....	74
4.3.2 Visión intermedia.....	76
4.3.3 Visión de cerca .....	79
4.3.4 Máximo cilindro.....	83
4.4 Representación multiparamétrica.....	85
4.5 Conclusiones.....	89

<b>Capítulo 5 Influencia del ángulo pantoscópico en el funcionamiento de las LPPs.....</b>	<b>91</b>
5.1 Introducción.....	92
5.2 Metodología.....	93
5.3 Resultados.....	93
5.3.1 Visión de lejos.....	93
5.3.2 Visión intermedia.....	95
5.3.3 Visión de cerca .....	97
5.3.4 Máximo cilindro.....	101
5.4 Representación multiparamétrica.....	102
5.5 Conclusiones.....	106
<b>Capítulo 6 Conclusiones .....</b>	<b>107</b>
<b>Bibliografía .....</b>	<b>112</b>

# Resumen



# Resumen

La estructura típica de una lente de potencia progresiva (LPP) tiene un área superior para la visión de lejos y una zona inferior para la visión de cerca. Estas zonas están unidas por un pasillo que incrementa la potencia. La variación de potencia origina regiones de aberración laterales.

Existen multitud de LPPs en el mercado por lo que resulta bastante complejo determinar qué diseño puede funcionar mejor en cada usuario. Es necesario desarrollar una herramienta que sirva para cuantificar la distribución de potencia, comparar diseños y catalogarlos dependiendo de sus características.

Sheedy fue pionero caracterizando lentes midiendo sus anchuras y áreas en lejos, intermedia y cerca mediante umbrales de potencia. También incluyó el máximo valor de astigmatismo.

La potencia de la lente medida con un frontofocómetro (PF) coincide con la suma de las curvaturas de sus superficies. Una lente calculada de modo que su PF coincida con la potencia nominal se denomina lente clásica. Si la lente se optimiza de manera que la potencia percibida por el usuario (PU) coincida con la potencia nominal se denomina lente personalizada.

La diferencia entre la PU y la PF depende de la prescripción, la curva base, la inclinación en la posición de uso y la ubicación de la superficie multifocal (frontal, posterior o repartida). La oblicuidad es el factor que más influye en esta diferencia.

Para este trabajo se han realizado tres estudios diferentes con LPPs. De cada lente se obtuvieron los mapas de la PF y PU y se les aplicó el test de Sheedy.

## Estudio 1. Clasificación de LPPs utilizando mapas de PU

### Objetivo

Establecer una nueva visión de la distribución de potencia de la lente. Crear una base de conocimientos sobre el rendimiento de una lente personalizada. Diferenciar cuantitativamente unos diseños de otros.

### Metodología

Se han utilizado 18 LPPs neutras con una adición de +2.00 D de los principales fabricantes. Nueve son de cara frontal y nueve de cara posterior. Algún diseño de cara posterior es personalizado.

## Resultado

Los mapas de PF tienen menos o igual adición en las posiciones más bajas a lo largo del perfil. El astigmatismo tiende a ser más bajo y el pasillo más amplio. Esto puede cambiarse en función de la curva base, la prescripción y la forma de optimizar la lente.

Las calificaciones de una lente personalizada mejoran en la PU. El rendimiento de la lente depende de la curva base y su posicionamiento frente del ojo. Lo más apropiado es realizar un estudio detallado de la distribución de la PU.

## Estudio 2. Influencia de la curva base

### Objetivo

Evaluar el efecto de la curva base en la calificación de las LPPs. Las aberraciones oblicuas pueden minimizarse seleccionando una curva base óptima. La fabricación free form incluye la curva base como nuevo grado de libertad.

### Metodología

Se crearon seis diseños diferentes de LPPs de cara posterior, tres clásicos y tres personalizados. Las lentes son neutras con adición de +2.00 D. En la optimización se utilizaron 5 curvas base diferentes.

### Resultado

El rendimiento de un diseño será muy dependiente de la curva base si se evalúa con un método diferente para medir la potencia del método utilizado para su optimización.

Las lentes personalizadas tienen un rendimiento similar independientemente de la curva base. Las lentes clásicas tienen un rendimiento diferente para cada curva base; el uso de curvas base más curvadas mejora su comportamiento en las zonas intermedia y cerca. Las mayores diferencias se encuentran en la zona de cerca porque es donde hay mayor oblicuidad de los rayos y es el área con mayor potencia.

## Estudio 3. Influencia del ángulo pantoscópico

### Objetivo

Comprobar el efecto de la inclinación pantoscópica en el comportamiento de la lente.

### Metodología

Se utilizaron dos diseños clásicos y dos personalizados con potencia neutra y una adición de +2.00 D. Se calcularon los mapas de la PF y PU para 5 ángulos diferentes.

## Resultado

El rendimiento de los diseños clásicos es dependiente del ángulo pantoscópico. Los resultados mejoran en la zona de cerca e intermedia si se monta la lente con una inclinación del orden de  $9^\circ$  ya que se reduce la oblicuidad de la luz en esas zonas.

Los diseños personalizados se optimizan para cada ángulo por lo que su comportamiento permanece constante.

## Representación multiparamétrica

Se propone un método gráfico de burbujas que presenta cuatro parámetros al mismo tiempo. Las coordenadas X e Y del centro de la burbuja son las medidas de cerca y lejos respectivamente. Su diámetro es proporcional a la anchura del pasillo. Cada color codifica el valor máximo de astigmatismo o bien indica el tipo de diseño.

Esta poderosa herramienta permite visualizar juntos los cuatro parámetros medidos, facilitando la clasificación del diseño, comparación con otros diseños o el efecto resultante de factores tales como el cambio de la curva de base. Ayudará a seleccionar un diseño de LPP basándose en las necesidades de cada usuario.

## Conclusiones

Las lentes personalizadas proporcionan unos valores de anchuras y áreas que se mantienen constantes dentro de un rango de curvas base y ángulos pantoscópicos, asegurando un comportamiento constante.

El rendimiento de los diseños clásicos dependerá de la inclinación de la lente y su curva base.

El test de Sheedy sólo es útil para clasificar lentes clásicas en base a sus mapas de PF. Sin embargo, el estudio de los mapas de PU es el único modo de obtener información real sobre la potencia percibida al utilizar dicha lente. Las comparativas entre diseños deben realizarse siempre sobre los mapas de PU.

Este tipo de test no es útil si se pretende comparar lentes de alturas de montaje muy diferentes ya que la valoración de la zona de cerca debería hacerse teniendo en cuenta la altura de montaje mínima.

Se propone un método gráfico que presenta simultáneamente información 4-dimensional de los resultados para hacer más visual el rendimiento de la lente.

# Summarize

The typical structure of a progressive power lens (PPL) has an upper area for distance vision and a lower zone for near vision. These areas are connected by a corridor that increases the power. This power variation causes lateral aberration regions.

It is quite difficult to determine what design can work better in each user. We need to develop a tool that helps to quantify the distribution of power, compare and catalog designs depending on their characteristics.

Sheedy was the pioneer in the characterization of the lenses by measuring their far, intermediate and near widths and areas using power thresholds. He also included the value of the maximum astigmatism.

The power of the lens measured with a focimeter (FP) matches with the sum of the curvatures of its surfaces. A lens which is calculated so that its FP matches the nominal power is called classical lens. If the lens is optimized so that perceived power by the user (UP) matches the nominal power is called customized lens.

The difference between the UP and FP depends on the prescription, the base curve, the tilt in the position of use and the location of the multifocal surface (front, back or splitted). The obliquity is the most influential factor in this difference.

Three different studies have been done to characterize PPLs. FP and UP maps were obtained and the test Sheedy was run.

## Study 1. Classification of PPLs using UP maps

### Target

Establishing a new vision of the power distribution of the lens. Creating a knowledge base on the performance of a customized lens. Parameterizing lenses to quantitatively differentiate a design from another.

### Methodology

We have used 18 plano PPLs with addition +2.00 D from the most important manufacturers. Nine PPLs are front side and nine back side. Some of the back designs are customized.

### Result

FP maps have fewer or equal addition at the lowest positions along the profile. Astigmatism tends to be lower and the corridor is wider. This trend can be changed depending on the base curve, prescription and how the lens is optimized.

The qualifications of a customized lens improve in UP. The performance of the lens depends on the base curve and its tilt in front of the eye. It is more appropriate to conduct a detailed study of the distribution of the UP.

## **Study 2. Influence of the base curve**

### **Target**

Showing a study of the effect of the base curve in the PPLs score. The oblique aberrations can be minimized by selecting an optimal base curve.

The free form fabrication includes the base curve as new degree of freedom.

### **Methodology**

Six different backside designs were created; three are classical and three are customized. The lenses are plano with addition of +2.00 D. Five different base curves were used in the optimization.

### **Result**

The performance of a design will be very dependent on the base curve if it is evaluated using a different method to measure the power of the method used for its optimization.

Customized lenses have similar performance regardless of the base curve.

The classical lenses have different performance for each base curve. Using steeper base curves the performance in the intermediate and near zones is improved. The biggest differences are found in these areas because there is greater obliquity of the rays and that is the zone of the lens with more power.

## **Study 3. Influence of pantoscopic angle**

### **Target**

Checking the effect of the pantoscopic tilt in the lens performance.

### **Methodology**

Two classical and two customized plano designs with addition of +2.00 D were used. UP and FP maps were calculated for 5 different angles.

### **Result**

The performance of the classical designs is dependent of the pantoscopic angle. The results improve in the near and intermediate area if the lens is fitted with a tilt around of 9° because the obliquity of the light is reduced in those areas.



Customized designs are optimized for each angle so their behavior remains constant.

## Multiparameter representation

A graphical method with bubbles presenting four parameters at the same time is proposed. X and Y coordinates of the center of the bubble are the measures of near and far respectively. Its diameter is proportional to the measure of the corridor. Each color codes maximum value of astigmatism or the type of design.

It is a powerful tool to visualize the characteristics of the PPLs. Displaying together the four parameters used by Sheedy makes easier the design classification, the comparison to other designs or the effect resulting from factors such as the change of the base curve. It helps to select a design based on the needs of each user.

## Conclusions

Customized lenses provide values of widths and areas that remain constant within a range of base curves and pantoscopic angles values; ensuring a constant behavior.

The performance of classical designs depends on the tilt of the lens and the base curve.

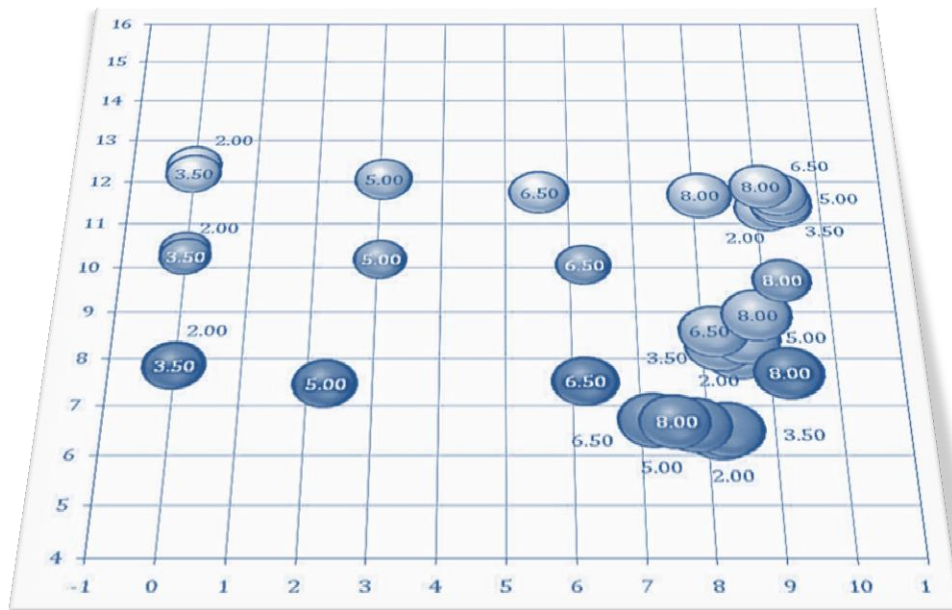
Sheedy test is only useful to classify classical lenses based on their FP maps. However, studying UP maps is the only way to get actual information about the perceived power. The comparisons between designs should always perform on their UP maps.

This type of test is not useful if it is used to compare lenses with very different fitting heights. The assessment of the near area should consider the minimum fitting height and not fixed for all designs heights.

A graphical method that simultaneously presents 4-dimensional information to make visual performance of the lens is proposed.

# Capítulo 1

## La presbicia y su compensación



# Capítulo 1

## La presbicia y su compensación

### 1.1 El ojo como sistema óptico

El sistema visual humano permite detectar e interpretar información de una franja de longitudes de onda, el espectro de la luz visible. La primera parte de su estructura está compuesta por el sistema óptico del ojo, el cual enfoca la luz sobre una membrana fotosensible llamada retina. El sistema óptico del ojo está formado por dos lentes, la córnea y el cristalino, y un diafragma de diámetro variable llamado iris. En la retina se encuentran las células fotorreceptoras (conos y bastones) sensibles a la luz. Un proceso complejo produce potenciales de acción en las células ganglionares de la retina. Los axones de estas células ganglionares forman el nervio óptico que conduce la información a través del quiasma óptico hasta el núcleo geniculado lateral y finalmente al córtex visual primario V1 situado en la parte posterior del cerebro [1].

En la Figura 1.1 se muestra la imagen de un ojo esquemático. La córnea tiene un poder de refracción promedio de unas 42 D debido a la diferencia de índices de refracción entre el aire y el humor acuoso. El cristalino desacomodado (visión lejana) tiene aproximadamente 22 D; sin embargo, en la infancia, su potencia puede aumentarse por encima de las 30 D para enfocar objetos cercanos. La apertura del iris, llamada pupila, tiene un diámetro que varía entre 1 y 10 mm dependiendo de las condiciones de iluminación. A medida que se envejece se va reduciendo el diámetro pupilar hasta un máximo de 5 mm en la vejez. El humor acuoso rellena las cámaras anterior y posterior, es decir, el espacio entre la córnea y el cristalino mientras que el humor vítreo, de consistencia mucho más gelatinosa, llena el globo ocular entre el cristalino y la retina [2].

Un ojo se considera emétrope cuando un haz de luz procedente de un objeto lejano (haz colimado) focaliza en el plano de la retina sin necesidad de acomodación. Si este haz focaliza delante de la retina, el ojo es miope y si focaliza en un plano por detrás, el ojo es hipermétrope. Un tercer error de refracción más complejo es el astigmatismo en el cual el error no es esférico sino que tras refractarse el haz de luz en los diferentes dioptrios oculares forma una estructura llamada conoide de Sturm compuesto por dos líneas focales y un círculo de mínima confusión. Otros defectos ópticos asociados al ojo humano son las aberraciones de alto orden, ampliamente estudiadas en los últimos años [3].

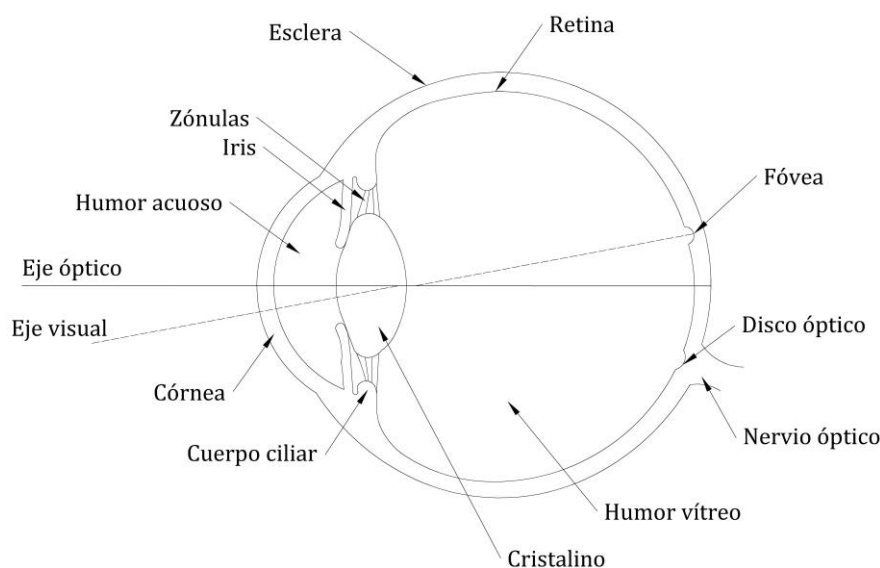


Figura 1.1 Representación esquemática de las partes más importantes del ojo en el proceso visual. Sección horizontal de un ojo derecho vista desde un plano cenital.

## 1.2 Acomodación y presbicia

La *acomodación* es la habilidad dinámica del ojo humano para modificar su potencia y así poder ver con nitidez objetos a diferentes distancias. Esta capacidad dinámica permite enfocar objetos que se encuentran en un rango de distancias desde el infinito hasta el punto próximo de acomodación que dependerá de la amplitud de acomodación del sujeto. Este mecanismo se basa en la posibilidad de cambio de forma del cristalino.

El sistema de acomodación del ojo está formado por el cuerpo ciliar, el músculo ciliar, las fibras zonulares, la cápsula del cristalino y el cristalino. En la actualidad, la hipótesis más extendida que explica el mecanismo de acomodación es la teoría de Helmholtz. Según esta teoría, el músculo ciliar se contrae desplazando el cuerpo ciliar hacia adelante y hacia el eje del ojo. Esta tensión se refleja en las fibras zonulares periféricas mientras que en las fibras zonulares axiales se reduce provocando que el cristalino adopte una forma más esférica. Ese aumento de los radios de curvatura del cristalino, especialmente el de la cara anterior, hace que aumente su espesor y disminuya su diámetro. Este cambio de forma en el cristalino induce que la potencia del mismo se haga más positiva [1, 4].

La máxima amplitud de acomodación se alcanza entre los 6 y 10 años [5]. Su valor va gradualmente disminuyendo a lo largo de toda la vida haciendo que el punto próximo de acomodación se aleje de los ojos.

Duane (1912) [6] desarrolló una tabla de valores medios de acomodación para todas las edades (Figura 1.2). Si nos fijamos en los valores de esta tabla se aprecia que la amplitud de acomodación es de unas 11.0 D a los 10 años, 9.5 D a los 20 años, 7.5 D a los 30 años, 5.5 D a los 40 años, 2.0 D a los 50 años y 1.5 D a los 60 años. Se denomina

*presbicia* a la condición en la cual la amplitud de acomodación desciende de un valor que ofrece una visión nítida y cómoda a una distancia próxima, es decir, percibir objetos situados alrededor de 35 y 40 cm.

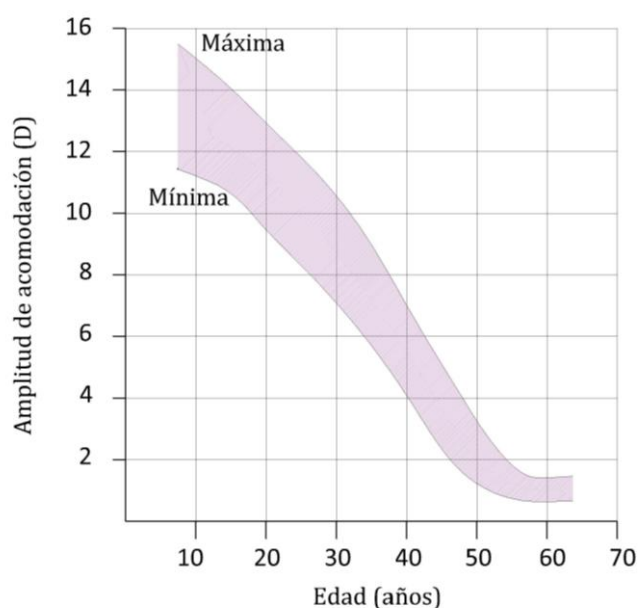


Figura 1.2 Rango de amplitud de acomodación en función de la edad obtenido por Duane.

La pérdida de la acomodación es el resultado del envejecimiento del cristalino, los tendones y las fibras elásticas en el ojo. Los síntomas de la presbicia se comienzan a percibir entre los 40 años y 45 años, debido a que la acomodación máxima no es suficientemente positiva como para enfocar cómodamente objetos localizados a distancias cercanas. Esto sucede cuando se utilizan dos tercios o más de la amplitud de acomodación.

Otros factores que intervienen en la reducción de la calidad de la imagen en visión próxima junto con la merma de la amplitud de acomodación son:

- El cristalino va generando capas de fibra a lo largo de toda la vida lo que incrementa gradualmente su tamaño y forma discontinuidades que pueden dispersar la luz.
- Con el envejecimiento, el cristalino va adquiriendo un color amarillento por lo que su transmitancia en longitudes de onda cortas (azul e inferiores) se va reduciendo.
- Pueden aparecer ciertas irregularidades relacionadas con el núcleo, la corteza o la cápsula del cristalino que producen dispersión difusa de la luz.
- La disminución del diámetro pupilar con la edad reduce la cantidad de luz entrante aunque elimina la luz que se refracta en zonas más periféricas del cristalino y que generan imágenes más aberradas.

El error de refracción también puede influir en la edad de aparición de los síntomas asociados a la presbicia. En general, éstos son percibidos antes por el hipermetrópe, especialmente si está hipocorregido, que por el miope [7, 8].

## 1.3 Tipos de compensación con lente oftálmica

En la actualidad un cuarto de la población mundial es présbita, lo que equivale a 1.820 millones de individuos. Sólo un 40% utilizan corrección de cerca y de ellos, poco más del 25% llevan lentes progresivas, menos del 25% lentes bifocales y aproximadamente el 50% lentes monofocales. Existen grandes diferencias entre países aunque se observa un aumento generalizado en el uso de lentes progresivas. El número de présbitas aumentará en los próximos años con las estimaciones de crecimiento previsto de la población así como su envejecimiento [9].

La corrección ideal para la presbicia sería una lente libre de aberraciones que suministre una progresión continua en potencia para proporcionar una visión clara en todas las distancias.

A continuación se muestran las diferentes compensaciones disponibles para la presbicia indicando los beneficios que aportan al usuario así como sus posibles restricciones.

### 1.3.1 Lentes monofocales

Las gafas de lectura fueron el primer recurso de compensación que se utilizó para la visión de cerca. Las lentes monofocales con la compensación de cerca ofrecen al usuario un campo visual próximo más claro y más amplio que cualquier otra opción de compensación y sin necesidad de período de adaptación. Este tipo de compensación es útil en sujetos emétropes o con ametropías muy bajas. Sin embargo, si el sujeto es amétrope y necesita gafas para compensar la visión de lejos se ve en la necesidad de utilizar dos pares de gafas diferentes, uno para la visión lejana y otro para la visión cercana.

### 1.3.2 Lentes bifocales y trifocales

La invención de las lentes bifocales se remonta a aproximadamente 1780 y aunque históricamente se le atribuye su creación a Benjamín Franklin en 1784, existe una patente para lentes bifocales que se extendió en el año 1783 a nombre de Anderson Smith.

Esta primera lente bifocal estaba compuesta de dos lentes cortadas por la mitad y pegadas por el centro. La mitad superior tenía la compensación de lejos mientras que la mitad inferior compensaba la visión de cerca. Su unión era tosca y la línea de separación gruesa.

En el año 1884 se diseñan las lentes bifocales de porciones dependientes que consisten en una lente matriz a la cual se le agregaba una lentilla pegada con bálsamo de Canadá. En 1927 fue inventado otro tipo de lente bifocal formado por un segmento de vidrio de alto índice de refracción (vidrio Flint) que se colocaba en forma de cuña en un anillo de vidrio de índice más bajo (vidrio Crown).

Hoy en día, el formato de lente bifocal más extendido es aquel que tiene una pastilla de adición con una forma de D rotada 90° dejando la parte plana hacia arriba, por eso se le

conoce como diseño *Flat-Top* (FT). Esta pastilla puede fabricarse en diferentes diámetros aunque la más popular tiene un segmento de 28 milímetros de ancho, denominándose FT-28 o D-28. Otros diseños bifocales disponibles tienen segmentos de cerca redondos y bifocales donde el segmento de cerca se extiende por todo el ancho de la lente (bifocales tipo Franklin).

## **Ventajas**

La gran ventaja de las lentes bifocales es que proporcionan al usuario una buena visión tanto en visión de lejos como en visión de cerca debido a que el campo de visión es total en la región de lejos y, dependiendo del tamaño de la pastilla de adición, un campo muy amplio en la región de cerca.

La delimitación física de la zona de adición y el hecho de que la potencia sea constante tanto en la zona de lejos como en la zona de cerca hacen que en ciertos casos la adaptación a este formato de lente sea más sencilla. El usuario encuentra de forma cómoda la zona que tiene la potencia para enfocar objetos cercanos; fuera de esa zona sólo puede ver con nitidez objetos lejanos y, hasta lo que le permita su acomodación, objetos a distancias intermedias. En las lentes progresivas no es tan clara la delimitación de las zonas de visión nítida para las diferentes distancias y puede ser algo complejo en los primeros estadios de uso localizar la zona de la lente con la potencia correspondiente con la distancia del objeto que se pretende enfocar.

## **Limitaciones**

A pesar de ser muy funcionales por ofrecer campos de visión muy amplios, las lentes bifocales presentan desventajas que las hacen no proveer una visión cómoda a muchos usuarios.

Independientemente de la forma y tamaño de la adición, todas las lentes bifocales, tienen una limitación y es la de no proporcionar compensación para la visión intermedia. Este efecto es mucho más apreciable a partir de los 50 años cuando la capacidad de acomodación se reduce hasta el punto en el cual los usuarios de bifocales no pueden enfocar objetos a distancias intermedias adecuadamente ni a través de la porción de lejos ni a través del segmento con la adición [10].

La primera solución que se inventó para solventar el problema de la visión intermedia fueron las lentes trifocales, similares a las lentes bifocales pero incluyendo un segmento adicional de lente colocado encima del segmento de cerca. Esta porción intermedia aporta el 50% de la adición del segmento de cerca.

El mayor inconveniente de este tipo de lentes son las líneas visibles de la pastilla de adición. Estas líneas tienen problemas tanto estéticos como visuales. Por un lado, la mayoría de las personas no quieren hacer patente su edad mediante uso de bifocales ya que éstos están relacionados psicológicamente con el envejecimiento. Por otro lado, estas líneas de separación causan un problema de visión debido a los saltos discontinuos que

marcan cambios bien definidos en la potencia dentro de la lente. Cuando la visión del usuario pasa de la zona de visión de lejos a la zona de visión de cerca se produce un cambio brusco en la percepción de los objetos debido a los diferentes efectos prismáticos (Figura 1.3). Para una lente bifocal con adición de +2.00 D en el segmento, el salto de la imagen es del orden de una dioptría prismática ( $1 \Delta$ ) en segmentos curvos y más de  $2 \Delta$  en los segmentos redondos. Existe también un cambio de aumento de la imagen que crea un cambio repentino en el tamaño de los objetos. Este salto de potencia requiere un tiempo de adaptación.

El reflejo de la luz en la zona de unión también puede ser perjudicial para la visión cómoda debido a la formación de imágenes parásitas por reflexión en la interfase.

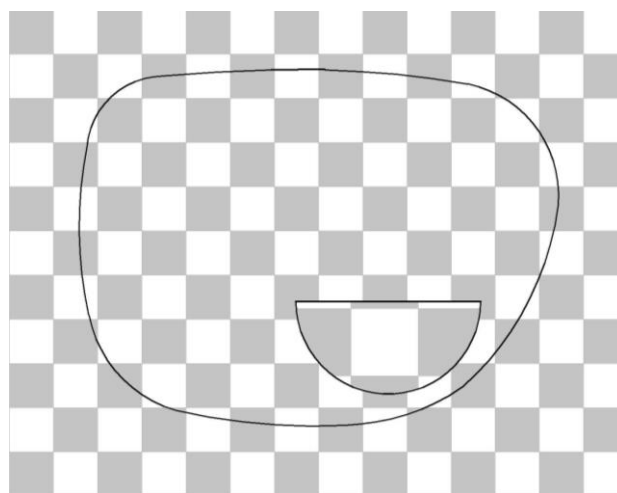


Figura 1.3 Aumento de la imagen en la zona de cerca producido por la adición en una lente bifocal de potencia neutra para la visión de lejos.

Con el fin de eliminar las desventajas de las líneas visibles se desarrolló la lente bifocal fundida. En esta lente, la adición de cerca se consigue mediante un aumento en la curvatura de la superficie frontal en una zona limitada en la parte inferior de la lente. La unión entre ambas superficies con diferente radio de curvatura es un anillo de 2-4 mm de ancho que suaviza la superficie haciendo el área de cerca indistinguible de la parte de lejos. Esta zona de unión suavizada elimina el inconveniente estético de la lente bifocal ya que la apariencia es de una lente monofocal aunque dicha porción no es útil para la visión por lo que la transición de lejos a cerca se hace aún más incómoda.

### 1.3.3 Lentes multifocales

Las lentes multifocales progresivas, también llamadas lentes de adición progresiva (PAL) y lentes de potencia progresiva (LPP), son verdaderas lentes multifocales. En lugar de tener sólo dos o tres potencias como ocurre en las lentes bifocales y trifocales, las LPPs cambian gradualmente su potencia desde la parte superior de la lente a la parte inferior, ofreciendo una variación continua de potencia para una visión clara a todas las distancias: lejos, intermedia y cerca.



Su invención surgió como método para intentar solucionar los problemas asociados a las lentes bifocales y, en la actualidad, la lente de potencia progresiva se ha convertido en el estado del arte de las lentes multifocales. Debido a que la potencia varía de manera progresiva a lo largo de la zona intermedia no existen líneas visibles con discontinuidades de curvatura en la superficie de la lente.

La estructura típica de una lente de potencia progresiva tiene un área superior para la visión de lejos y una zona inferior para la visión de cerca con radios relativamente estables y libres de aberraciones. Estas zonas están unidas por un pasillo vertical a lo largo del cual va incrementando la potencia positiva. El pasillo de potencia de transición se obtiene por un aumento gradual de la curvatura de la superficie frontal de la lente o bien por su disminución en la superficie posterior. En el medio de este pasillo se encuentra la línea umbilical que es un meridiano libre de astigmatismo.

El primer diseño comercializado tenía la cara cóncava esférica o tórica con la prescripción de usuario. La cara convexa era casi esférica en su mitad superior y en la mitad inferior el radio de curvatura iba decreciendo progresivamente. Los diseños de este tipo de lentes han ido evolucionando y modificándose hasta nuestros días, mejorando la visión y reduciendo el tiempo de adaptación.

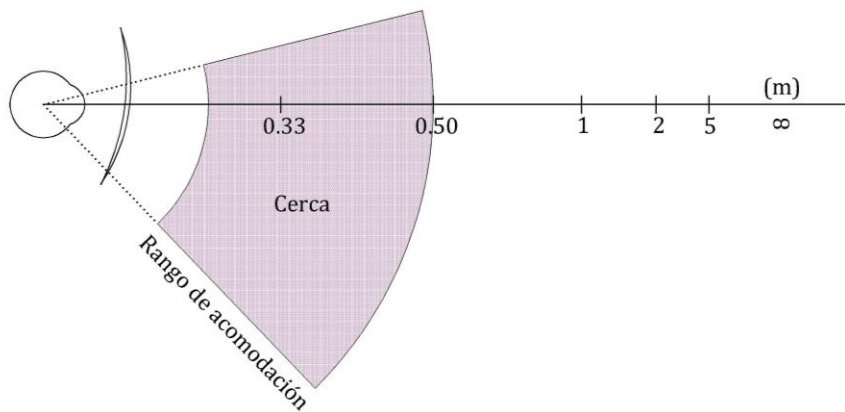
## **Ventajas**

La primera gran ventaja que muestran las lentes progresivas es que el cambio de curvatura de la superficie proporciona infinitos focos con una única lente por lo que se consigue enfocar a todas las distancias sin presentar saltos de imagen. La progresión es gradual por lo que el usuario puede ajustar el enfoque suavemente desde una zona de visión a la siguiente. En la Figura 1.4 se muestran las diferencias en la profundidad de foco entre una lente monofocal, una lente bifocal y una lente progresiva. En todos los casos se tiene en cuenta un rango de acomodación mínimo que mantiene el usuario.

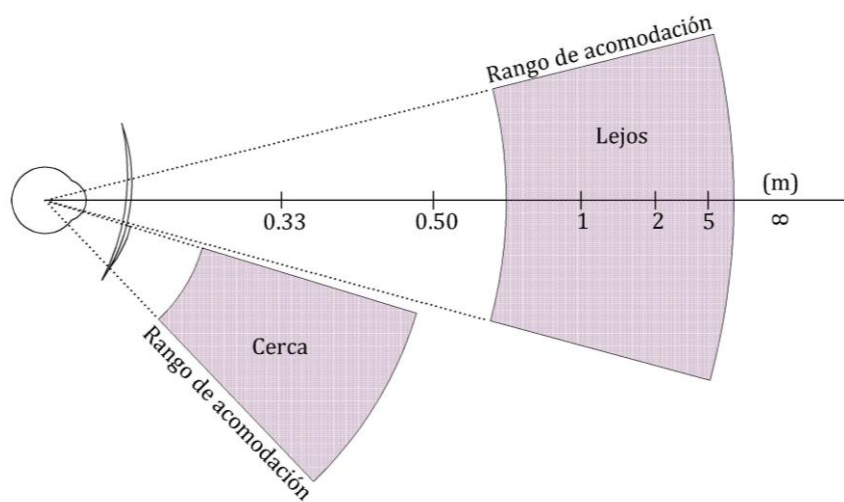
La estética de la lente es mejor que la de las lentes bifocales y trifocales ya que la ausencia de líneas divisorias visibles en la superficie la hacen parecer una lente monofocal, evitando las consideraciones psicológicas que tienen las lentes con adición para cerca.

Este tipo de diseño ofrece una visión nítida en distancias intermedias debido a la progresión gradual de la potencia. Esta ventaja es más notoria a medida que aumenta la presbicia y es necesaria una mayor adición ya que en esos casos es cuando se percibe mayor salto de potencia cuando se utilizan lentes bifocales. Con adiciones mayores de +2.00 D es imposible obtener una visión nítida a distancia intermedia con lentes bifocales debido a la falta de acomodación.

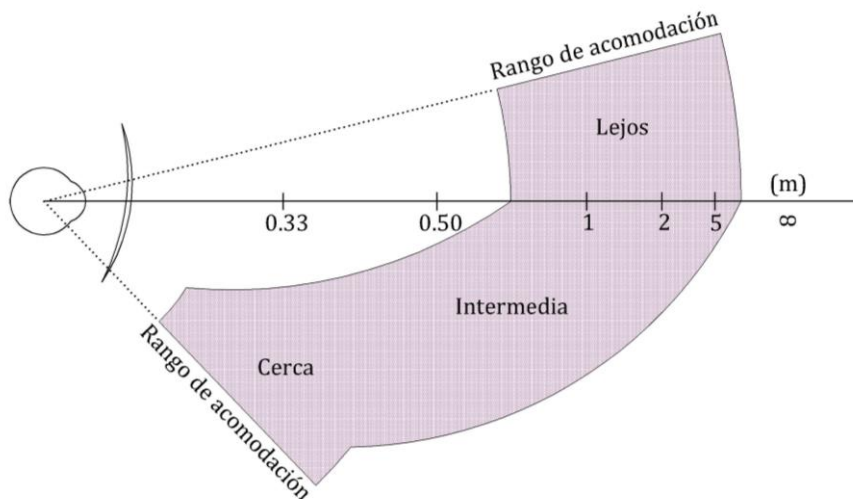
La ausencia de salto de potencia consiguen que el tiempo de adaptación a una lente progresiva sea menor que el necesario para la adaptación a lentes bifocales o trifocales.



(a)



(b)



(c)

Figura 1.4 Comparativa de la profundidad de foco que proporcionan diferentes tipos de compensación teniendo en cuenta el mismo rango de acomodación en todos los casos. (a) Lente monofocal con potencia de +2.00 D. (b) Lente bifocal con adición de +2.00 D. (c) Lente progresiva con adición de +2.00 D.

Por último, con la llegada de las nuevas tecnologías, existe la posibilidad de personalizar el diseño de una lente progresiva teniendo en cuenta los requisitos individuales del usuario dando mayor importancia a un campo de visión que a otro.

## Limitaciones

A pesar de que las lentes progresivas ofrecen mayores ventajas comparadas con el resto de compensaciones disponibles en el mercado, es importante destacar que también tienen algunas limitaciones.

La variación continua en la curvatura de la superficie para conseguir la adición de cerca genera regiones de aberración fuera de la línea umbilical. Por este motivo todas las lentes progresivas presentan modificaciones de la potencia esférica y cilíndrica en las zonas laterales. Para adaptarse a estos efectos no deseados se recomienda comenzar a utilizar lentes progresivas desde el inicio de la presbicia ya que en ese momento la adición es baja y los valores de aberración lateral serán menores.

La Figura 1.5 muestra un mapa de color con los diferentes los niveles de astigmatismo de superficie en una LPP de uso genérico. Cuanto más oscuro es el color mayor es la borrosidad que se percibe a través de esa zona.

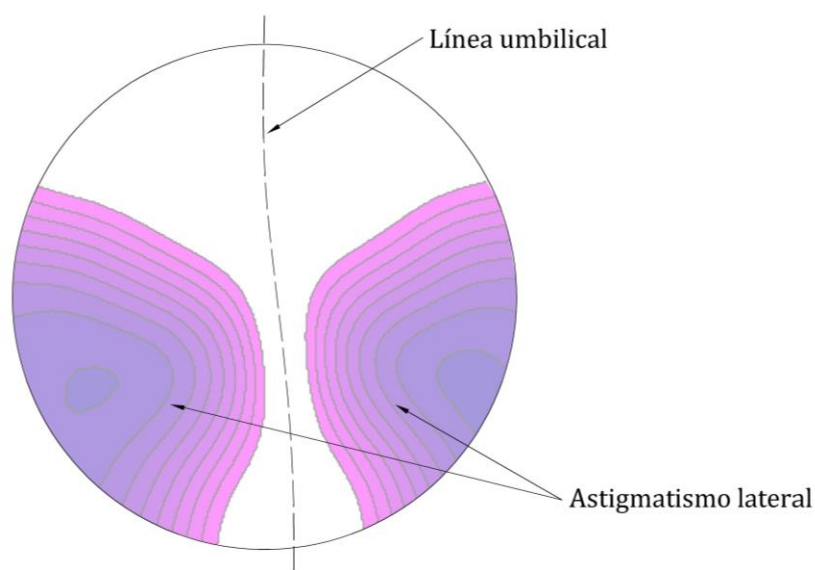


Figura 1.5 Representación esquemática de las zonas periféricas a la línea umbilical donde se produce la visión borrosa de una lente progresiva. Las zonas claras representan las áreas donde se alcanza la mayor agudeza visual.

El cerebro debe aprender a ver a través de una LPP y a encontrar fácilmente las zonas de visión clara. Por eso siempre es necesario un período de adaptación que puede variar dependiendo del individuo de unas pocas horas a unos días. Durante el tiempo de adaptación el usuario puede sentir dolor de cabeza y mareos, así como alteración de la percepción de profundidad y estimación de la distancia.

Como la anchura de la zona del pasillo es bastante estrecha, las lentes progresivas requieren un posicionamiento meticuloso con respecto al centro de la pupila. Las lentes se distribuyen con marcas impresas en tinta deletable con el fin de facilitar el montaje lo máximo posible y garantizar el mayor rendimiento del diseño. Un montaje incorrecto puede causar problemas para el usuario tales como reducción de los campos de visión, diplopia, descenso de la agudeza visual en un ojo, giros de cabeza anómalos, etc.

Uno de los factores que mayor rechazo genera es su precio. En el mercado existe hoy en día una gran variedad de diseños progresivos de diferentes categorías y optimizaciones. Una lente con un diseño de última generación individualizado a las necesidades y características propias del usuario tiene un precio bastante elevado comparado con una lente monofocal para una gafa de lectura o una lente bifocal fabricada con los mismos materiales y tratamientos.

## 1.4 Lentes de contacto

Una solución alternativa a las lentes oftálmicas para compensar la presbicia sin necesidad de cirugía son las lentes de contacto multifocales. Al igual que con las lentes intraoculares, las lentes de contacto (LC) para presbítas tienen potencias múltiples colocadas dentro del diámetro pupilar para enfocar objetos cercanos o lejanos. La mayoría de los diseños disponibles se basan en los cambios de curvatura [11], que pueden ser esféricos o concéntricos.

La elección de la zona central para la visión cercana o lejana sigue siendo un tema controvertido y ambas opciones son comercializadas. Aunque algunos informes clínicos reclaman altas tasas de éxito (en torno al 75%), este tipo de correcciones tienen algunas desventajas como la variabilidad entre los tamaños de pupila que es la base del rendimiento de la lente, las limitaciones de la calidad visual debido a los descentramientos y la carencia de estabilidad en las correcciones astigmáticas [12].

Similares a las lentes bifocales para gafas, las lentes de contacto de traslación tienen dos zonas verticales donde la prescripción de cerca está en la parte inferior. Cuando el paciente mira hacia abajo, la lente sigue apoyada en el párpado inferior, por lo que utiliza la parte inferior de la lente. Estas lentes no pueden ser usadas para tareas visuales a distancias intermedias, como el trabajo con ordenador [13].

### Monovisión

La monovisión es otra opción para evitar el uso de gafas para presbítas. Consiste en usar la compensación de cerca en un ojo y la compensación de lejos en el otro ojo. Esta técnica puede ser aplicada en la cirugía refractiva corneal (como LASIK), en la cirugía de cataratas y con lentes de contacto. Un problema importante de la monovisión es la pérdida de la estereopsis a todas las distancias. Es necesario un período de adaptación para aprender a ver de forma independiente con cada ojo.

## 1.5 Cirugía

La alternativa polémica a la compensación de la presbicia con lentes oftálmicas o lentes de contacto es la cirugía correctiva por la que se interviene la córnea o el cristalino. A continuación se muestran los diferentes tipos de operaciones en cada parte del ojo.

### **Cirugía de córnea**

Una de las técnicas consiste en crear monovisión interviniendo únicamente el ojo no dominante que se utilizará para la visión cercana.

La otra posibilidad es la ablación multifocal (presby LASIK). Esta técnica tiene los mismos problemas que las lentes de contacto multifocales y las lentes intraoculares añadiendo además que la ablación no es reversible.

Por último, una idea que aún está en proceso de investigación consistiría en la colocación una lente embutida en un colgajo de LASIK. Esta técnica a la larga puede permitir una forma verdaderamente reversible de cirugía refractiva corneal.

### **Cirugía de cristalino**

Las lentes intraoculares (LIO) de cámara posterior son lentes artificiales que sustituyen al cristalino cuando éste se extirpa durante la cirugía de catarata.

Hay tres tipos de LIOs multifocales: refractiva zonal, difractiva y combinaciones de ambas. El primer tipo consiste en cambios concéntricos en la curvatura. Las LIOs difractivas tienen uniones de borde concéntricas para producir diferentes puntos focales para distancias de lejos y de cerca. La última alternativa es la combinación de zonas refractivas y difractivas, por ejemplo, una zona central difractiva para los focos de cerca y lejos y una zona periférica refractiva para la visión de lejos [14].

Estas lentes con diferentes focos presentan algunas desventajas [15] como resplandores y halos, baja sensibilidad al contraste, visión limitada para algunas distancias de visión y limitaciones de la visión por astigmatismo sin corregir mayor de 0.50 D. Además, tamaños de pupila pequeños y descentramientos comunes producidos en la implantación de la lente reducen el rendimiento óptico y visual de este tipo de lentes [16].

Recientemente, y con el fin de aumentar el cambio de potencia, algunas compañías han desarrollado lentes intraoculares de dos elementos que constan de dos lentes positivas o una combinación de una lente positiva y otra negativa. Los ensayos clínicos con una lente de este tipo muestran un rango de acomodación de 1.00 a 5.00 D [17].

Otra técnica para restaurar la acomodación en ojos pseudofáquicos consiste en llenar el saco capsular con materiales gelatinosos suaves [18]. En un diseño particular, el material de la lente se presiona a través de la pupila natural reduciendo el radio anterior del cristalino. En investigaciones con primates, esta técnica ha producido una acomodación aproximadamente de 40 D.

## 1.6 Futuras compensaciones

En la actualidad ninguna de las soluciones disponibles satisfacen una visión cómoda y libre de aberraciones a todas las distancias. Es por ello que se siguen proponiendo nuevos prototipos de dispositivos que intentan mejorar alguna de las desventajas de las alternativas actualmente comercializadas.

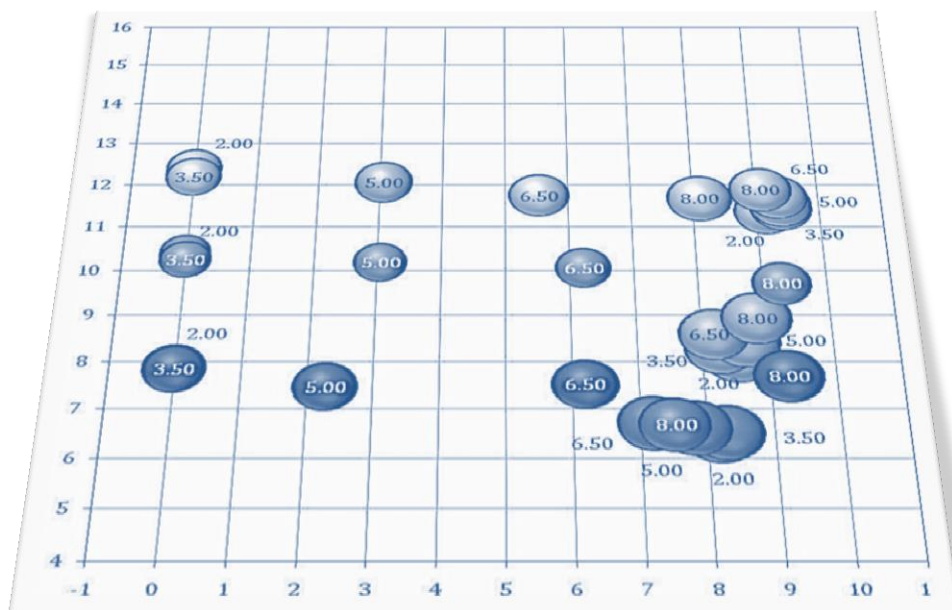
Una primera opción ya lanzada al mercado es una composición de lente bifocal y lente progresiva combinando a la vez materiales orgánicos de dos índices de refracción con diferentes geometrías en cada uno de ellos. Este tipo de lente no se ha posicionado como lente de uso general que sustituya a las LPPs en la población présbita, sin embargo tiene un nicho importante en aquellos usuarios de lentes bifocales que no consiguen adaptarse a lentes de potencia progresiva. La lente proporciona una visión intermedia aceptable con unos valores de astigmatismo lateral más bajos que los que se percibirían con una lente progresiva.

El cambio de potencia de una lente progresiva se consigue mediante un cambio progresivo en el radio de curvatura. Ese astigmatismo residual que se localiza en las regiones laterales de la lente se debe a esa zona de cambio de radio por lo que se han buscado soluciones alternativas manteniendo el radio constante y haciendo que sea el índice de refracción del material el que modifique su valor. De este modo se fabricarían lentes con un gradiente de índice vertical comenzando con un índice bajo en la zona superior para la visión de lejos y que iría aumentando su valor gradualmente hasta proporcionar una mayor potencia en la zona inferior de la lente para la visión de cerca.

Otra solución recientemente comercializada es el uso de “lentes electrónicas”. Este tipo de lentes tienen la estructura de un progresivo con una adición más baja de la necesaria y mediante la activación, manual o automática, de un dispositivo situado en la varilla la adición aumenta hasta conseguir toda la potencia necesaria para la visión de cerca.

# Capítulo 2

## Estructura y características de la lente progresiva



# Capítulo 2

## Estructura y características de la lente progresiva

### 2.1 La lente oftálmica

La lente oftálmica es un sistema óptico, a priori formado por una única lente, concebido para que focalice la imagen de los objetos lejanos en la esfera de remotos del usuario. Esta esfera abstracta representa la combinación óptica objeto de la fovea del ojo en rotación, sin acomodación. En un ojo astigmático se tienen dos esferas de remotos asociadas a las potencias principales.

Los diseñadores de lentes se preocupan por mejorar la calidad de la imagen formada en la retina. Para conseguirlo, tienen que determinar las características del sistema óptico formado por el conjunto lente y ojo. Las particularidades de la lente son genéricas y manejables y por eso se conocen perfectamente; las características del ojo son más complejas debido a la individualidad de las mismas. Sería necesario conocer los detalles de los diferentes dioptrios del ojo (córnea y cristalino), así como sus posiciones relativas (profundidad de las cámaras y longitud axial) y los índices de refracción de los diferentes medios transparentes de cada ojo. Para generar y esquematizar el modelo de ojo se utilizan valores promedio que representan a un individuo común genérico. Otros datos necesarios para calcular las superficies de la lente son la posición y orientación relativa entre la lente y el ojo: distancia de vértice, ángulo pantoscópico y ángulo facial.

#### Proceso de optimización

El proceso de conseguir la optimización de cada superficie de una lente como sistema óptico mejorado para una potencia determinada no se realiza en una única etapa. Se trata de un proceso repetitivo en bucle llevado a cabo por un software de cálculo avanzado. Es necesario determinar un prototipo de diseño inicial del que parte la optimización y la denominada *función de mérito* que determina el rendimiento global del sistema óptico. Por medio de repeticiones iterativas el sistema óptico inicial va optimizándose modificando sus parámetros y obteniendo un sistema óptico mejorado. Este proceso se repite hasta que se obtiene un sistema óptico de características óptimas.

La minimización de una función de mérito es un método de cálculo que, aplicado al cálculo de las lentes oftálmicas, permite relacionar entre sí las exigencias fisiológicas con el cálculo de las lentes. Tiene en cuenta un gran número de puntos en la lente. En cada uno de esos puntos, al que se le establece un coeficiente de ponderación, se asigna un valor objetivo a cada característica óptica: potencia, astigmatismo, efectos prismáticos y sus gradientes.



## 2.2 Estructura de una lente de potencia progresiva

Desde principios del siglo XX la industria de la óptica ha buscado la lente ideal cuya potencia estable de lejos en la parte superior se incremente de forma continua hasta una zona en la parte inferior también de potencia estable destinada a la visión de cerca (Figura 2.1).

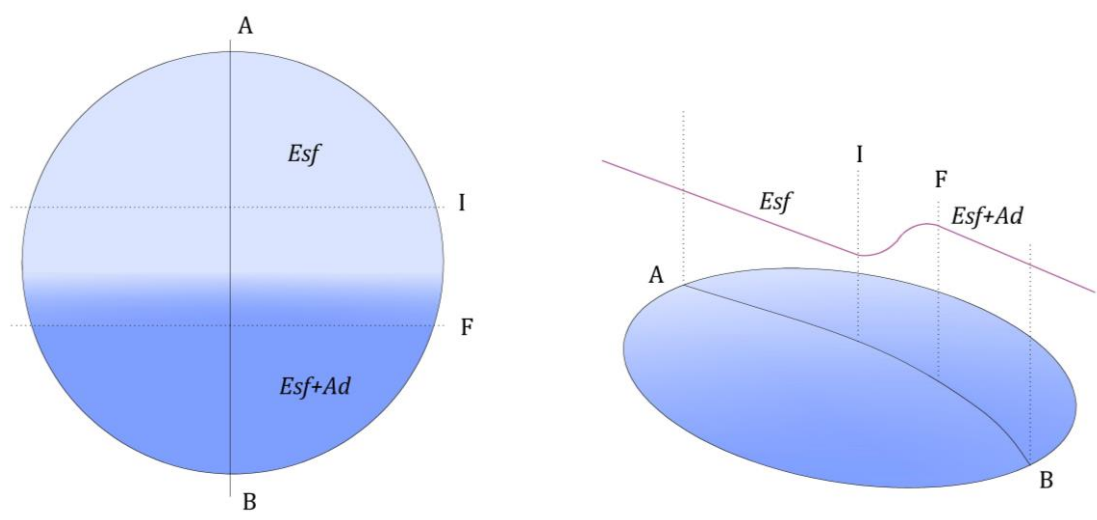


Figura 2.1 Estructura de una lente de potencia progresiva ideal. *I* y *F* representan el comienzo y final de la progresión respectivamente. Las zonas *Esf* y *Esf+Ad* son las zonas de potencia estable para la visión de lejos y cerca correspondiente.

Que la lente posea un incremento gradual de la adición presenta las siguientes ventajas frente a un salto brusco de potencia:

- Como la potencia va modificándose de forma continua, la acomodación del usuario no tendría alteraciones al pasar de la zona de visión de lejos a la de cerca
- Este cambio gradual genera una variación de tamaño y potencia continua de unos puntos a otros.
- El objetivo del cambio continuo de potencia es el de abastecer al paciente con todo un rango de potencias intermedias para poder enfocar objetos a cualquier distancia. Este efecto sería más útil cuanto menor sea la amplitud de acomodación residual del usuario.

Una vez planteado el objetivo de lente ideal que contiene dos zonas de potencia estable, una superior con potencia destinada a la visión de lejos y una inferior para la visión de cerca, unidas por una zona de tránsito de potencia, es necesario encontrar una solución para llevarla a cabo.

La fórmula que define el poder refractor de una superficie viene dada por el índice de refracción del material,  $n'$ , y por el radio de curvatura de dicha superficie,  $r$ .

$$P = \frac{n' - n}{r} \quad (2.1)$$

Por consiguiente se manejan dos posibles soluciones para unir de forma gradual la esfera con potencia de lejos con la esfera de potencia de cerca:

- a) Mediante un cambio progresivo del índice de refracción del material.
- b) Por medio de una variación gradual del radio de curvatura de la superficie.

Siguiendo la primera propuesta, si se construye una lente con una variación de índice de refracción en una franja horizontal central de la misma conseguimos superficies de radio continuo por lo que no habría alteración significativa del aumento de la imagen. La potencia de la lente se conseguiría utilizando un radio en cara frontal diferente al de la cara posterior. Este tipo de lente tendría una zona superior con un índice de refracción,  $n_1$ , una zona inferior con un índice de refracción mayor,  $n_2$ , y una zona de transición donde el índice de refracción aumentaría de forma gradual en franjas horizontales,  $n(y)$ , y que haría de nexo entre las zonas de índice estable.

El inconveniente de esta solución surge en que este cambio gradual del índice del material junto con un radio constante genera un astigmatismo similar al que se muestra en la Figura 2.2. Es decir, se obtiene un cilindro de eje vertical que alcanza un máximo de potencia, pasa por un valor neutro y adquiere un valor mínimo de igual valor pero de signo opuesto. La cuantía de este cilindro es similar a lo largo de toda la franja horizontal donde se produce el cambio de índice del material.

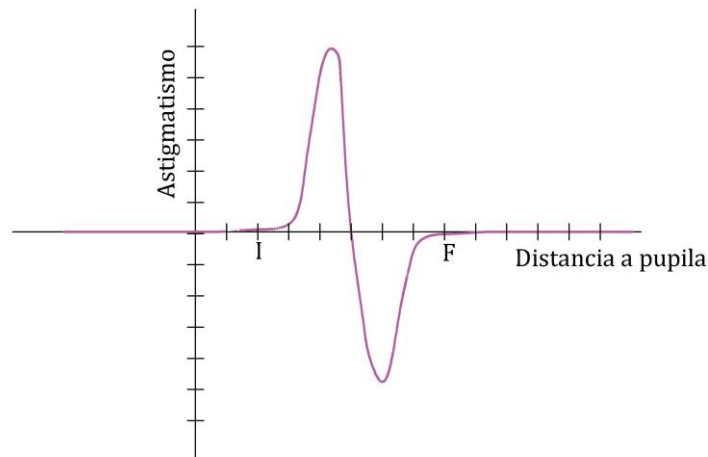


Figura 2.2 Representación del perfil vertical del cilindro inducido en una lente con índice de refracción variable. En el eje X se muestra la altura desde la pupila. En el eje Y se representa la potencia del astigmatismo inducido donde I y F muestran respectivamente el comienzo y final de la zona con un incremento progresivo del índice de refracción.

Estos valores máximos y mínimos de astigmatismo se pueden modificar aumentando o disminuyendo la anchura vertical de la zona de la lente con transición de índice.

Una limitación de esta posibilidad es la disponibilidad de materiales con diferentes índices de refracción. Este tipo de lente sólo podría comercializarse con índices bajos y medios para poder utilizar los índices más altos en la zona baja para la potencia de cerca.

La segunda posibilidad reside en utilizar un material con un índice de refracción único e ir variando el radio de curvatura en la zona de transición. Para ello es necesario imponer una línea vertical a modo de línea umbilical que se mantenga libre de aberraciones. De este modo se mantiene una franja vertical con un astigmatismo por debajo de unos umbrales y lateralmente a esa franja se genera un cilindro aberrante con una distribución similar a la que se muestra en la Figura 2.3.

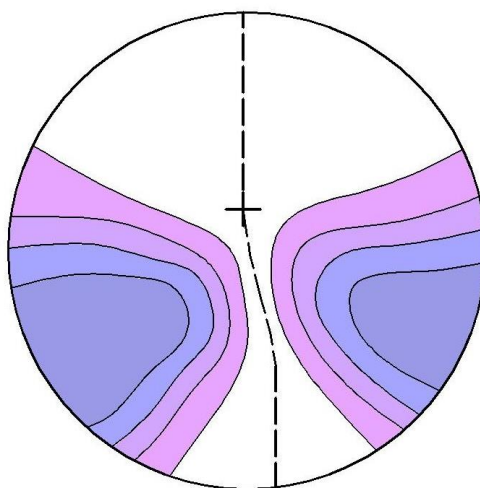


Figura 2.3 Representación del cilindro inducido en una lente con variación del radio de curvatura. Los máximos de astigmatismo se concentran en las zonas laterales del pasillo que contiene el incremento de potencia esférica.

Debido a las limitaciones para conseguir materiales transparentes con diferente índice de refracción que se ajustasen a las necesidades de la óptica oftálmica, la industria de lentes utiliza lentes con radio de curvatura variable. Además, esta segunda opción aporta una mayor versatilidad a los diseños que se pueden obtener.

### Modelo de Minkwitz

Tomando como referencia una lente progresiva con cambio en el radio de la superficie, Minkwitz (1963) [19] estableció un teorema fundamental que demuestra la imposibilidad de construir una superficie continua con potencia esférica que varía gradualmente sin generar astigmatismo residual y distorsión. Cuando se construye una superficie en la que la potencia varía a lo largo de un meridiano con potencia localmente esférica, fuera de dicho meridiano la superficie presenta forzosamente astigmatismo.

El teorema de Minkwitz expresa el crecimiento de este astigmatismo fuera de la línea umbilical. Suponiendo un perfil vertical en el cual la potencia esférica va variando con una tasa  $dS/dy$  se establece que la tasa de crecimiento de astigmatismo en dirección perpendicular a la variación de la potencia esférica es el doble que la tasa de crecimiento

de potencia a lo largo del perfil. Este teorema se expresa en términos matemáticos de la siguiente forma:

$$\frac{dC}{dx} = 2 \frac{dS}{dy} \quad (2.2)$$

Es decir, si suponemos un incremento de la potencia esférica de 0.15 D/mm a lo largo del meridiano umbilical, el astigmatismo generado perpendicularmente crecerá a un ritmo de 0.30 D/mm a medida que nos alejamos de dicha vertical. Esto se traduce en un astigmatismo del orden de 1.00 D a tan solo 3.3 mm del meridiano umbilical.

El umbral de tolerancia de la visión es el que limita la anchura de este “pasillo” vertical que sirve de conexión entre las zonas de lejos y cerca de la lente. Fuera de este pasillo el crecimiento del astigmatismo supera el umbral de visión nítida y se encuentran zonas de la lente inútiles para una percepción clara.

Basándonos en el teorema de Minkwitz podemos deducir los siguientes efectos para una lente de potencia progresiva:

- A igual potencia de adición, cuanto más corta sea la distancia donde ocurre la progresión más estrecho será el pasillo y por lo tanto el campo visual de la zona intermedia.
- A igual de longitud de progresión, cuanto mayor sea la adición, mayor aumento del cilindro lateral y más estrecho será el pasillo.

## 2.3 Parámetros de una lente progresiva

Los parámetros que definen la estructura de una lente progresiva son: la línea umbilical, el perfil de potencia y la distribución periférica de astigmatismo. La línea umbilical y el perfil de potencia a su vez se determinan por la longitud de progresión, la posición vertical de la progresión con respecto a la pupila y el inset de la línea umbilical. Los ángulos de distribución periférica del astigmatismo son los que establecen la repartición del astigmatismo lateral (Figura 2.4).

### Longitud de progresión

No existe una definición universal de la longitud de progresión por lo cual cada fabricante de lentes utiliza su propia definición. El perfil vertical que contiene el cambio de potencia de una lente progresiva es una función continua y eso provoca que se pueda acotar su longitud de diferentes formas. La definición más utilizada es la que delimita la longitud de progresión,  $L$ , como la distancia vertical entre el punto en el que el perfil de potencia alcanza el valor de la prescripción de lejos más el 10% de la adición y el punto en el que la potencia alcanza el valor de la prescripción de lejos más el 90% de la adición. Esta definición contiene la longitud que comprende el 80% de la adición. En la práctica un 10%

de la adición produce una leve miopización del usuario, solamente perceptible por prsbitas avanzados con adiciones altas y usuarios con buena agudeza visual. El 90% de la adición se considera un valor funcional para el trabajo de cerca.

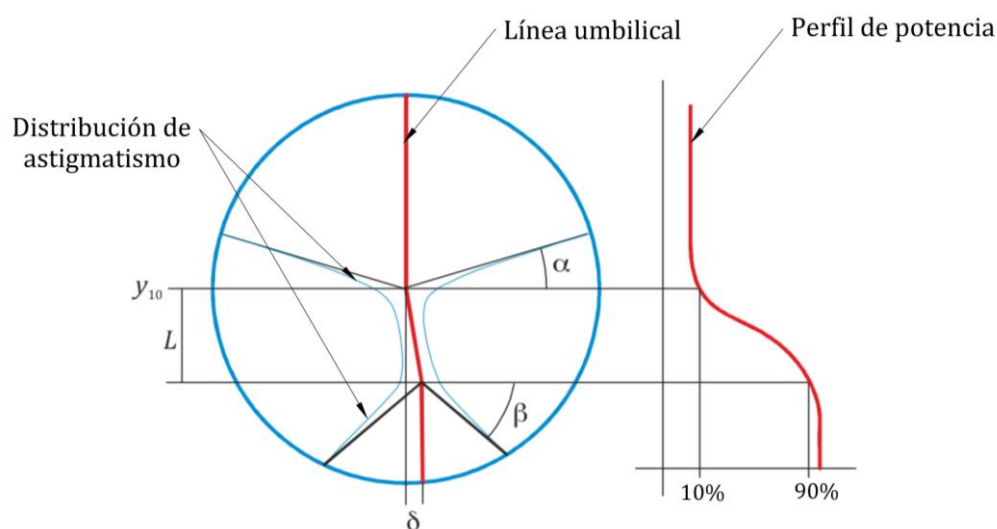


Figura 2.4 Representación esquemática de los parámetros que definen la estructura de una lente progresiva.

### Posición vertical de la progresión

La longitud de progresión por sí sola únicamente determina un comienzo y un final de la progresión pero no determina la posición de la pupila en referencia a dicho comienzo. Por ello es necesario establecer la localización vertical de la pupila en un punto concreto del perfil de progresión. La posición no es algo trivial ya que dependiendo de dónde se sitúe la pupila se pueden obtener diferentes tipos de diseño progresivo manteniendo una altura de montaje recomendada fija. Por ejemplo, vamos a tomar un valor  $y_{10}$  en el cual la adición alcanza el 10% en la coordenada vertical. En la Figura 2.5 se representan dos tipos de diseño progresivo con igual altura de montaje pero diferente posición vertical del 10% de la adición.

La lente representada en la Figura 2.5a tiene el punto  $y_{10}$  por debajo de la posición de la pupila, mientras que en la lente de la Figura 2.5b está situado por encima. Como se mantiene la misma altura de montaje en ambos casos, la lente (b) tiene una mayor longitud de progresión por lo que su pasillo es más ancho comparado con el de la lente (a). El precio a pagar por esta mejora en la zona intermedia es una reducción del campo visual en lejos en posición primaria de mirada. Como la pupila se encuentra en medio de la progresión, el usuario necesita bajar la cabeza para poder encontrar una extensión máxima de la zona de visión lejana. En casos extremos donde se mantenga poco espacio entre la pupila y la zona alta de la montura es posible dejar al paciente sin zona de lejos. Esta filosofía de diseño permite una visión más cómoda para distancias intermedias pero a cambio una posición menos ergonómica en visión de lejos. Una posición de la pupila más alta con respecto al comienzo de la progresión posibilita campos de visión lejana más

amplios y cómodos ergonómicamente hablando en mirada principal. A cambio el pasillo es más corto y por lo tanto más estrecho limitando el campo de visión intermedio.

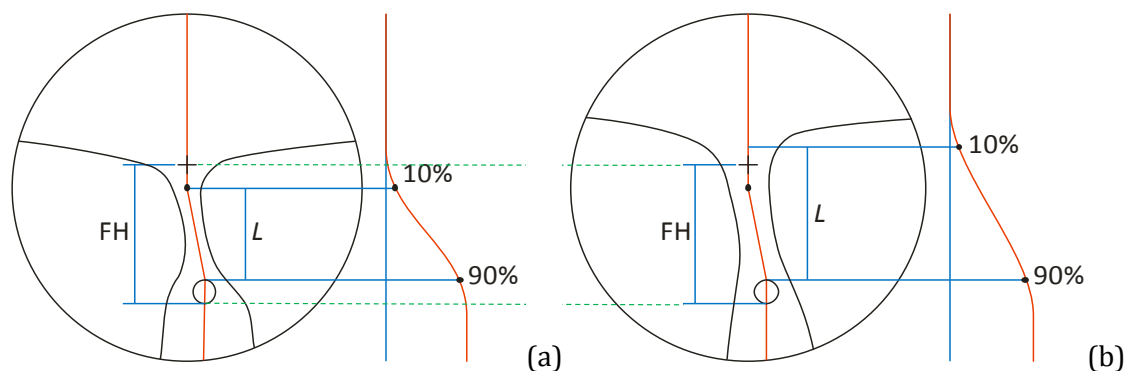


Figura 2.5. Representación de dos diseños progresivos diferentes con igual altura mínima de montaje. (a) Diseño con la pupila colocada en la línea umbilical encima del 10% de la adición. (b) Diseño con la pupila colocada debajo del punto donde la línea umbilical alcanza el 10% de la adición.

## Inset

El posicionamiento horizontal de la zona de visión próxima debe adaptarse a la convergencia natural de los ojos, al valor de la adición y a la compensación del usuario en visión de lejos. La convergencia natural de las líneas de mirada cuando se baja la vista y la distancia de lectura media definen el descentramiento de la zona de visión de cerca que se debe realizar. Los efectos prismáticos de la compensación en visión de lejos desplazan sensiblemente el punto de impacto del ojo en la lente: la zona de visión próxima debe descentrarse más para un hipermetrope que para un miope.

Las lentes progresivas que se hacen por moldeo de la superficie con cambio de radio tienen un inset fijo con un valor promedio por limitación de placas. Por el contrario, en las lentes progresivas con tallado free form se pueden generar diseños con el inset que mejor se ajuste a las particularidades del paciente. Incluso es posible tallar lentes sin inset para aquellos casos en que el usuario tenga un problema de visión binocular que anule su convergencia.

## Ángulos de las zonas de conexión

En la periferia de la lente, utilizada para la visión extrafoveal, las aberraciones no se pueden eliminar completamente. Aunque en esta zona las exigencias de calidad de la imagen son menos elevadas, el control de los efectos prismáticos sigue siendo importante. La percepción del movimiento es una función clave de la periferia de la lente.

En la Figura 2.4 se muestran los ángulos  $\alpha$  y  $\beta$  que determinan cómo se abren las zonas laterales que conectan las regiones de lejos y cerca donde se producen las zonas de transición del astigmatismo provocado por el cambio de potencia en la línea umbilical. Cuanto menor sea el ángulo  $\alpha$ , más campo tendrá la lente en lejos haciendo el diseño más duro en esa zona. Lo mismo ocurre en el caso del ángulo  $\beta$  con el comportamiento en la

zona de cerca. La apertura de los ángulos  $\alpha$  y  $\beta$  así como la longitud de progresión  $L$  pueden elegirse de forma independiente, permitiendo el desarrollo de una gran variabilidad de diseños manejando un número limitado de parámetros.

## 2.4 Representaciones gráficas

En las lentes bifocales la pastilla con la adición es fácilmente localizable y sus dimensiones son conocidas. Con la complejidad de parámetros involucrados en un diseño progresivo se hace necesaria una representación gráfica de sus características ópticas o parámetros de superficie con el fin de poder parametrizarlos y evaluar sus características. Las representaciones gráficas de sus valores permiten una comparativa visual entre diferentes diseños de LPP y determinar cualitativamente cuál de ellos nos ofrece alguna característica especial para un tipo de usuario.

Las representaciones para estudiar las propiedades ópticas de las LPPs que se utilizan habitualmente son las líneas de isopotencia cilíndrica y esférica y el perfil de potencia [10]. Los gráficos de isocilindro muestran contornos de potencia que unen los puntos en los que el astigmatismo tiene el mismo valor (normalmente en pasos de 0.50 D). Se definen los campos visuales como el área que se limita con la primera línea de isocilindro, es decir, el contorno de 0.50 D. El campo visual de lejos se limita también por la prescripción de lejos más un cierto valor de la adición. En el caso de la región de cerca se acota por la potencia total para cerca menos un porcentaje de la adición. Los valores limitantes no están fijados por lo que varían según la literatura. Las líneas de isopotencia esférica representan cómo la potencia de adición aumenta gradualmente de la prescripción de lejos a la de cerca y cómo ésta se distribuye en la lente; su representación también suele hacerse en pasos de 0.50 D. Por último, los perfiles de potencia muestran cómo la adición aumenta a lo largo de la línea umbilical.

A continuación se muestran las representaciones más utilizadas por los fabricantes de lentes progresivas.

### Curvas isométricas

Este tipo de gráfica se presenta como una representación doble ya que las gráficas de los contornos con la distribución de potencia esférica y los contornos de potencia cilíndrica son dependientes entre ellas. El mapa es bidimensional y muestra líneas de isopotencia que unen puntos con igual valor dióptrico, isoesfera o isocilindro. En la Figura 2.6 se muestra una representación de contornos de isopotencia esférica (Figura 2.6a) y cilindro (Figura 2.6b) de una lente progresiva con líneas separadas por niveles de 0.50 D en ambos casos.

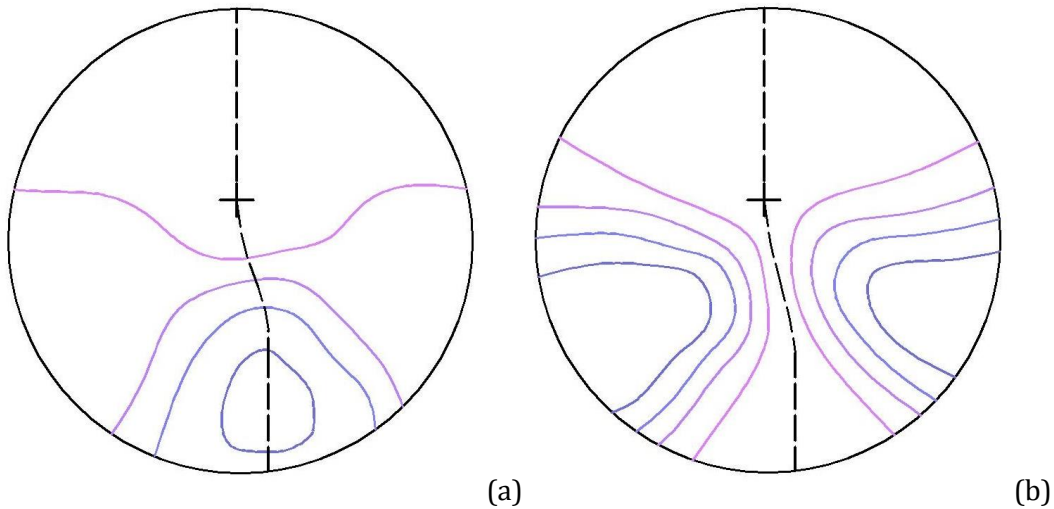


Figura 2.6 Representación de los contornos de isopotencia de una lente progresiva neutra con una adición de +2.00 D. (a) Contornos de isopotencia esférica en pasos de 0.50 D. (b) Contornos de isocilindro en pasos de 0.50 D.

### Perfil de potencia

La *línea umbilical* es la línea libre de astigmatismo a lo largo de la cual la lente va modificando su potencia desde la zona con la visión de lejos a la zona de visión de cerca. Esta línea vertical representa el cambio progresivo de potencia y permite calcular la longitud de progresión de la lente. La superficie varía gradualmente la potencia de unos puntos a otros manteniendo el carácter de esfericidad local, lo que significa que no se induce astigmatismo en dicho meridiano umbilical (Figura 2.7).

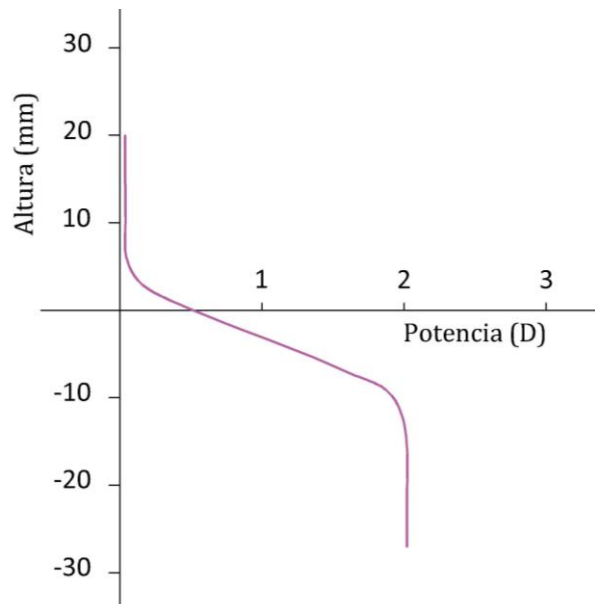


Figura 2.7 Representación del perfil de progresión de una lente neutra con una adición de +2.00 D. En el eje X se representa la potencia a lo largo de la línea umbilical. En el eje Y se muestra la altura en relación con la posición de la pupila.



Como hemos visto anteriormente, la altura de la cruz de montaje en el perfil de progresión es también determinante en el funcionamiento de ese diseño progresivo por lo que es necesario representar su posición relativa con respecto al comienzo de la adición.

Una línea umbilical y un mapa de astigmatismo definen unívocamente una superficie progresiva. Y aunque utilizando varios de estos gráficos se puede determinar las características ópticas de cualquier LPP, es importante destacar que cualquier representación o la combinación de ellas sólo da información de la geometría de la lente y no refleja el nivel de confort visual ni satisfacción del usuario cuando la utilice. Esto se debe a que en la actualidad no se dispone de un modelo que relacione la óptica de la lente con el confort o la adaptación. La dificultad en el diseño de una lente reside en que existen una serie de compromisos y mejorar una parte de la lente conlleva el deterioro de otras. Como demostraremos a lo largo de este estudio, la representación en sí misma de la potencia medida en la lente no nos daría información útil para hacer comparativas entre distribución de potencias de diferentes diseños.

Aun así es necesario encontrar una guía que ayude a predecir si la elección del diseño realizado es la mejor para las necesidades visuales de un usuario determinado. El uso del mapa de potencia de la lente no es suficiente para realizar esta selección debido a que existen multitud de parámetros que intervienen en una buena adaptación. Algunos de estos parámetros son parametrizables, como la posición y distancia de trabajo, pero otros datos resultan difícilmente medibles como características visuales necesarias, influencia del tiempo que realizará una acción o las expectativas visuales.

Sólo mediante estudios clínicos bien controlados y bajo condiciones determinadas se pueden obtener resultados fiables del grado de confort de un diseño progresivo y a su vez compararlo con otros diseños diferentes.

## 2.5 Distribución de potencia

Basándose en la distribución de potencia de las lentes progresivas se diferencian tres zonas principales: las regiones de lejos, intermedio y cerca, que representan las zonas de visión clara de la lente; y dos zonas periféricas donde las aberraciones son mayores y se reduce considerablemente la agudeza visual, los lóbulos de astigmatismo.

La Figura 2.8 muestra las zonas principales de un diseño de lente de potencia progresiva para uso genérico. La parte superior con un campo de visión muy amplio tiene una curvatura media destinada a la visión lejana. La parte inferior de la lente tiene la potencia de cerca y está destinada a ver los objetos cercanos, la visión próxima. Como unión entre estas dos grandes zonas se encuentra la zona intermedia con la progresión de la adición donde la potencia esférica de la zona de lejos va incrementándose suavemente hasta alcanzar la potencia total de cerca. El meridiano principal es la línea que se define como la intersección del plano de la lente con la línea de mirada y que desciende verticalmente de la zona de lejos a la zona de cerca teniendo en cuenta la convergencia de los ejes visuales en visión próxima.

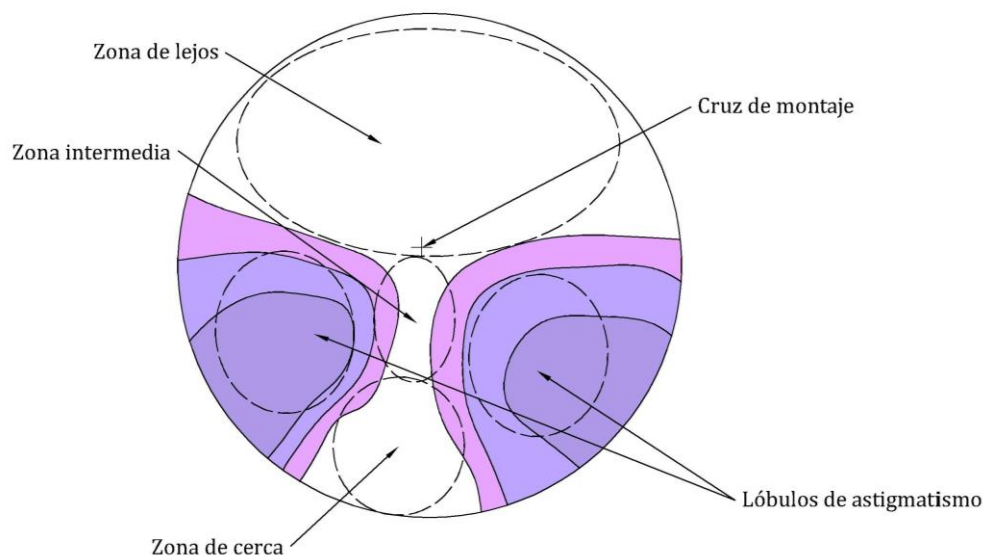


Figura 2.8 Esquema de las zonas de visión principales de una LPP genérica representado sobre su mapa de cilindro.

Como el radio de curvatura se va modificando progresivamente de la zona de lejos a la zona de cerca para obtener el cambio de potencia deseado, el diseño del pasillo en las inmediaciones de la línea principal está fijo. Si la lente se diseña con una línea umbilical libre de astigmatismo, la ley de Minkwitz se cumple obligatoriamente unos mm a cada lado de dicha línea umbilical. A medida que nos alejamos, otros grados de libertad permiten esparcir el astigmatismo evitando de esta forma un crecimiento lineal continuado hasta el borde de la lente. Este grado libertad en la manipulación de las curvaturas principales de la superficie permite detener el crecimiento del astigmatismo haciendo que invada las zonas de visión de lejos y cerca.

Es por esta limitación de la agudeza visual en la periferia de la línea principal por lo que la región más crítica de la lente es la zona de progresión. A ambos lados de la línea umbilical surgen altos gradientes de astigmatismo de superficie que deterioran rápidamente la visión.

Según fija el teorema de Minkwitz, el astigmatismo aumenta de forma perpendicular a la línea de variación de potencia esférica. Por lo tanto la variación de cilindro se relaciona con la cantidad de adición de la lente y con la longitud de la zona de progresión. En la Figura 2.9 se muestra cómo para una longitud de progresión dada, los campos visuales cambian según la adición. A medida que va aumentándose la adición de la lente los campos de visión intermedia libres de aberraciones ópticas se van reduciendo y las líneas de 0.50 D de astigmatismo que se habían estipulado como límite de la zona de visión se aproximan entre sí.

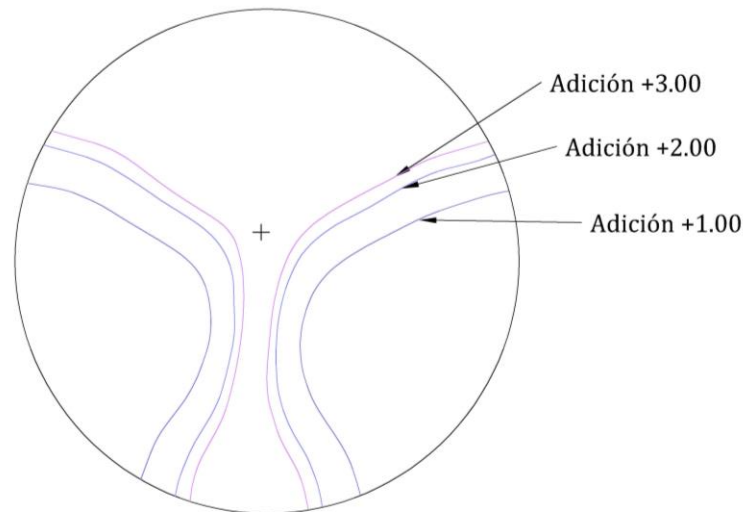


Figura 2.9 Anchura de las zonas de visión intermedia según la adición. Se muestra el mismo diseño de LPP con adiciones de +1.00 D, +2.00 D y +3.00 D utilizando el contorno de potencia cilíndrica de 0.50 D para delimitar el campo de visión.

La prescripción de la adición en el caso de la LPP es más crítica que en cualquier otra compensación ya que debe ser la mínima necesaria para ver con claridad a distancias cercanas. Esto se debe a que si la adición prescrita es mayor que el valor necesario el usuario padecerá problemas de adaptación por dos razones:

- Siguiendo el teorema de Minkwitz, el astigmatismo inducido por el cambio de potencia aumenta proporcionalmente con el valor de la adición.
- El campo de visión de cerca estará más limitado debido a que los ojos mirarán por la zona de visión nítida que menos rotación ocular necesita. Esto hace que los objetos cercanos se observen por la zona final del pasillo de progresión que está limitado por el aumento del astigmatismo en lugar de la zona destinada para la visión de cerca.

## 2.6 Diseños duros y diseños blandos

Ante la imposibilidad de eliminar el cilindro aberrante lateral causado por el cambio de curvatura, la distribución del astigmatismo sigue siendo un hándicap para los diseñadores de lentes progresivas. Cuando se desarrolla una lente progresiva, el diseñador tiene una libertad completa para poder definir el perfil de progresión, tanto en longitud como en zonas de enlace entre la pendiente y las zonas de potencia estable. Como demostramos anteriormente, existe una zona restringida alrededor del meridiano umbilical llamada zona de Minkwitz que en promedio tiene 1 cm en torno a dicha línea umbilical.

El crecimiento del astigmatismo puede controlarse a partir de una distancia del orden de 5-6 mm del meridiano umbilical por lo que para un perfil de progresión dado se puede obtener un abanico de diseños con diferente distribución de potencia astigmática

periférica. Si el objetivo del diseño es conseguir unas zonas de visión de lejos y cerca lo más amplias posibles sin apenas restricción de campo, el diseñador tenderá a comprimir las zonas donde se produce el astigmatismo, incrementando el gradiente de potencia y alcanzando niveles mayores en la zona de transición (Figura 2.10a). Por el contrario, puede extender el tamaño de la región de tránsito consiguiendo que el crecimiento del astigmatismo sea más lento y alcance unos valores más bajos. A cambio, los campos de visión de lejos y cerca se reducen debido a esta inclusión del astigmatismo en dichos campos (Figura 2.10b).

En el caso de concentrar el astigmatismo en regiones de transición pequeñas se clasifica el diseño como *duro*. Si el astigmatismo se extiende por una superficie mayor para que no aumente mucho su potencia se clasifica el diseño como *blando*.

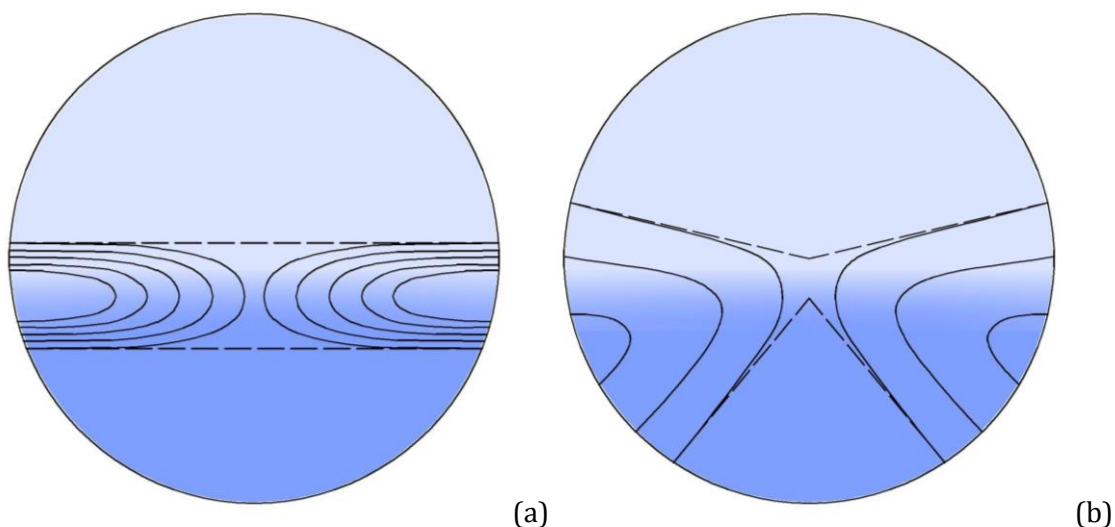


Figura 2.10 Diferentes opciones para repartir el astigmatismo fuera de la región de Minkwitz. (a) Concentrando el cilindro en el menor área posible. (b) Extendiendo el cilindro por un área mayor.

La clasificación de las lentes progresivas en diseños duros o blandos no es tan sencilla como pudiese parecer a priori ya que no existe una definición unánimemente aceptada de LPP de diseño duro o de diseño blando. Esto se debe a que es posible hablar de dureza relacionada con el perfil y de dureza relacionada con la periferia.

El concepto de dureza de perfil y el de dureza en la periferia son independientes y están desacoplados con lo cual se pueden dar cuatro tipos diferentes de distribución de astigmatismo (Figura 2.11).

Si el diseño tiene una longitud de progresión muy corta, la pendiente del perfil de potencia que pasa de lejos a cerca es mayor y como consecuencia el astigmatismo crecerá muy rápidamente y obteniendo un pasillo muy estrecho (Figura 2.11a y Figura 2.11b). Si la longitud de progresión es mayor, el crecimiento del astigmatismo lateral tiene un menor gradiente y por lo tanto la anchura del pasillo es mayor (Figura 2.11c y Figura 2.11d).

Una vez establecida la pendiente de la zona de transición se puede variar la distribución del astigmatismo resultante extendiendo o comprimiendo las zonas donde se

induce. Si se mantiene la zona de transición lo más estrecha posible hacia la periferia de la lente, el valor del astigmatismo continúa creciendo de una manera prácticamente lineal siguiendo el teorema de Minkwitz (Figura 2.11a y Figura 2.11c). Si la zona de transición se extiende sobre una superficie de la lente mayor, la anchura del pasillo permanece inalterada pero fuera de la zona próxima a la zona de Minkwitz el astigmatismo crece más suavemente hacia la periferia (Figura 2.11b y Figura 2.11d).

De las distribuciones esquemáticas mostradas en la Figura 2.11, la lente (a) es un diseño duro en el pasillo y duro en la periferia y la lente (b) es duro en el pasillo pero blando en la periferia. Como ejemplos de perfil blando con un pasillo más ancho estarían las lentes (c) y (d) con la diferencia que la lente (c) tiene un comportamiento de diseño duro en la periferia y la lente (d) es blando también en la periferia. La lente que alcanzaría unos valores de astigmatismo mayores sería el diseño (a) debido a que la combinación de dureza en el perfil y en la periferia comprimen la zona de transición al mínimo aumentando el gradiente lateral. El astigmatismo lateral de la lente (d) mantendría unos valores mínimos gracias a que tiene una pendiente del perfil menor y la zona de extensión del astigmatismo es mayor.

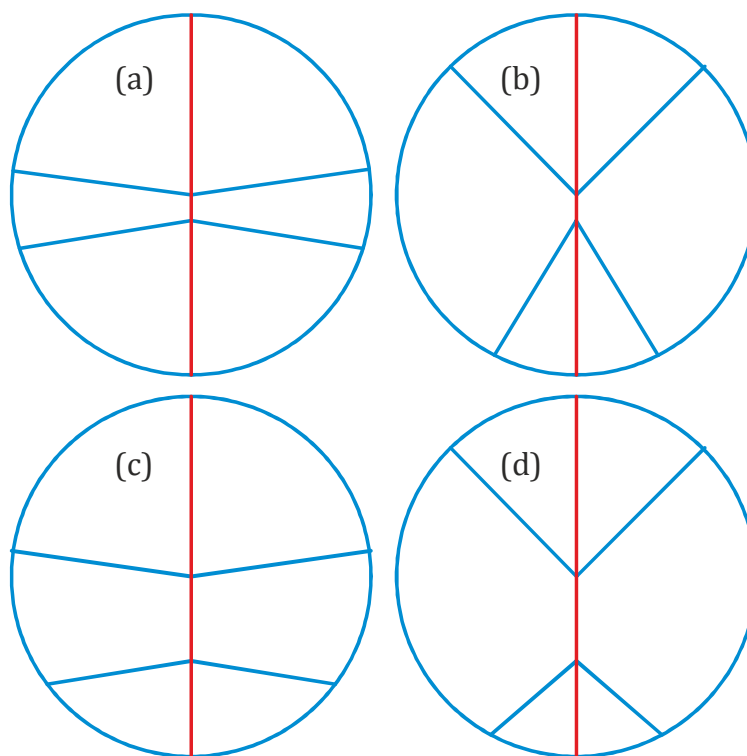


Figura 2.11 Diferentes estructuras de diseños progresivos variando la longitud de progresión y/o la distribución lateral del astigmatismo.

Durante el diseño de una lente progresiva se establece un perfil con el cambio de potencia y un tamaño (anchura y área) de las zonas principales de visión. Esto genera una anchura de pasillo y unos niveles de astigmatismo de superficie característico de cada diseño que hacen que los diseños de LPP se diferencien. Cuanto más ancha sea la zona de transición, tanto en pasillo como en extensión de la superficie con astigmatismo, más bajo será el valor máximo de astigmatismo no deseado, pero también serán menores las

regiones de la lente libres de astigmatismo. Por el contrario, cuanto más amplias sean las zonas que estén libres de aberración más estrechas serán las zonas de transición y, por lo tanto, más alto será valor del astigmatismo.

La preferencia del paciente por un diseño clasificado como duro o como blando, en cualquiera de sus acepciones, así como su grado de adaptación y satisfacción dependerá del compromiso entre los tamaños de las zonas de visión y los niveles de borrosidad periférica.

En la actualidad la clasificación de un diseño como duro o blando es mucho más complejo ya que lo que se pretende en un diseño para uso genérico es un equilibrio entre las anchuras de las zonas de visión y los niveles de astigmatismo que se producen. Además, un diseño desarrollado para que se ajuste a las necesidades visuales de un usuario podría combinar una zona de visión de lejos con estructura dura y una de cerca blanda o al revés complicando aún más la clasificación de dicho diseño.

## 2.7 Historia de las lentes multifocales

La historia de las lentes progresivas se remonta a principios del siglo XX. En 1907, Own Aves patentó el primer diseño de LPP. La patente de Aves incluía tanto el diseño de la lente progresiva como su proceso de fabricación. Este primer diseño no se parecía a una LPP moderna ya que consistía en una lente biconvexa con dos superficies cónicas. La superficie posterior cónica y la superficie frontal cilíndrica se generaban con oposición de ejes con el fin de crear una progresión de potencia. Sólo permitía compensar hipermetropías y no se podían incorporar correcciones astigmáticas. Este diseño nunca fue comercializado debido a la complejidad de su fabricación.

H. Newbold diseñó y patentó una lente similar a la de Aves en torno a 1913. Un diseño concéntrico, equivalente a una lente bifocal fundida, fue sugerido por Paige hacia 1918 y posteriormente patentado por Beach en 1946. La zona de progresión tenía forma anular pero la calidad óptica era pobre en esta área de transición entre las porciones de lejos y de cerca.

En 1920, Poullain y Cornet desarrollaron una superficie progresiva sencilla, conocida como “trompa de elefante”. Este tipo de superficie no se formaba a partir de una superficie de revolución por lo que tenía importantes limitaciones de la fabricación.

Bach, en 1958, propuso un nuevo diseño con un mejor control del astigmatismo. En esta lente, una sección de una elipse con el eje horizontal se inclinaba para igualar el astigmatismo en todos los puntos y este astigmatismo era neutralizado por un cilindro con signo opuesto en la superficie cóncava.

Bernard Maitenaz desarrolló y patentó en 1953 el diseño Varilux que comenzó a comercializarse en 1959. La superficie frontal de este diseño tenía una parte superior de curvatura constante esférica y un aumento progresivo de la adición desde la parte

intermedia a la parte baja. Esta lente tenía valores altos de aberraciones (astigmatismo, distorsión y curvatura de campo) en las zonas periféricas.

La primera lente progresiva comercializada en EE.UU. fue la lente Univis de Omnifocal, desarrollada por Joseph Weinberg y David Yolk y lanzada al mercado en 1961 [20]. La lente progresiva Omnifocal aumentaba su curvatura de superficie frontal en el meridiano vertical. El resultado fue una lente con un área útil que se estrechaba de la porción de lejos a la porción de cerca. Esta lente no fue bien aceptada y fue reemplazada por nuevos diseños.

En 1972 (Varilux 2) se incluye el prisma de aligerado de base inferior en la lente progresiva cuya finalidad es igualar la diferencia entre el espesor superior e inferior de la lente que se produce por el cambio de curvatura de la superficie. Este nuevo diseño, además, minimizó las aberraciones laterales de los anteriores diseños a cambio de reducir el tamaño de las áreas de visión de lejos y de cerca e incrementar las aberraciones en el pasillo de progresión [21].

Estas primeras generaciones de LPPs tenían una distribución simétrica de astigmatismo lateral al pasillo. Sin embargo, se comienza a tener en cuenta la visión binocular y cómo actúa la convergencia cuando se mira un objeto próximo. En ese momento se comienzan a desarrollar diseños asimétricos donde el astigmatismo cambia de manera más gradual hacia la zona temporal de las lentes [10].

Entre mediados de 1970 y principios de 1980 muchos fabricantes comenzaron a introducir nuevas LPPs en el mercado incluyendo nuevas filosofías y ampliando las opciones de diseño disponibles. A partir de la década de los ochenta, surgen diseños que tienen en cuenta la ametropía y la adición para desarrollar geometrías variables en función de esos parámetros [22].

A finales del siglo XX (1997) Seiko lanza al mercado la primera lente progresiva tallada en la cara posterior. Se generó con un nuevo tipo de maquinaria llamada free form. La fabricación free form es digital y puede tallar superficies por la cara interna o la externa. La industria utiliza semiterminados de cara frontal por lo que se talla la progresión en la cara interna. Este tipo de fabricación ofrece la posibilidad de personalizar un diseño progresivo utilizando datos propios del paciente. Sin embargo es importante destacar que no todos los diseños free form están personalizados ya que para ello es necesario contar a su vez con un programa de optimización que permita incluir parámetros de personalización durante el proceso de cálculo de la superficie a tallar.

### **Cara anterior o posterior**

Las LPPs clásicas tienen la superficie progresiva en la cara frontal y en la parte trasera de la lente se completa la prescripción con una esfera o una superficie tórica. En las LPPs internas se parte de un semiterminado esférico y se talla la potencia progresiva en la superficie posterior de la lente junto con la prescripción completa. En la actualidad la gran mayoría de las lentes progresivas se tallan en la cara posterior debido en gran parte a las limitaciones actuales de fabricación de los generadores free form. La tecnología free form

mueve la superficie progresiva (o monofocal) de la superficie frontal a la parte trasera de la lente. Este desplazamiento a la superficie posterior hace que las diferencias de aumento entre las áreas visuales sean más reducidas. Este aumento sólo se debe a los cambios de potencia, ya que no hay cambios en la curvatura principal de la superficie frontal porque es una esfera.

Muchos fabricantes aseguran que la colocación de la progresión en la cara posterior de la lente ofrece campos de visión más amplios. Realmente esto no es cierto ya que la aproximación que se produce al ojo es mínima y porque para mantener la misma estructura de pasillo y altura mínima de montaje se debería redimensionar el diseño y hacerlo ligeramente más corto en su progresión. En general, cualquier diseño de cara frontal puede recrearse en una lente con diseño de cara posterior y viceversa.

La última tendencia en varios fabricantes es el reparto de la progresión entre ambas caras. La cara frontal puede ser fija con una progresión leve o bien variable dependiendo de la adición total de la lente.

Con la tecnología free form y un software avanzado es posible optimizar superficies progresivas complejas tanto en la cara frontal como en la parte posterior de la lente, permitiendo el control de las aberraciones oblicuas.

Ópticamente hablando, lo más acertado es tallar la superficie progresiva en la cara frontal de la lente ya que la reducción del radio aumenta la curvatura en esa zona y reduce la oblicuidad de los haces de luz. Este efecto es especialmente importante en hipermétropes.

Si queremos mantener el mismo comportamiento de la zona de cerca colocando la progresión en la cara posterior sería necesario igualar la base en esa parte de la lente. Esto supone también el incremento de la curvatura de la zona frontal ya que es una esfera de radio constante. Para que una superficie progresiva de cara interna mantenga la máxima calidad óptica, la curva base  $B$  tiene que cumplir  $B \geq S + A + 1$ , donde  $S$  es la esfera en la prescripción de lejos (de cilindro negativo) y  $A$  es la adición. Utilizando esa base mínima conseguimos al menos 1.00 D de potencia en la cara posterior en la zona de cerca con lo que existe un margen de asferización para poder compensar el astigmatismo oblicuo y el error de potencia. Esta solución que empareja el rendimiento óptico utilizando una base tan curva es rechazada por un porcentaje alto de profesionales debido a consideraciones estéticas ya que proporciona lentes muy curvadas en hipermétropes con adiciones medias y altas.

## 2.8 Tendencias recientes y futuras

A raíz de la disponibilidad de una tecnología capaz de tallar diferentes diseños utilizando un mismo semiterminado han surgido varias tendencias. Una primera línea es el desarrollo de las lentes nicho, ya sea para una tarea específica o bien para un tipo de montura específica. Las lentes ocupacionales enfocadas para una mejora en la visión intermedia y cerca ya se habían comercializado antes de la llegada del free form. Las



tareas/actividades específicas que se han incorporado recientemente a las lentes nicho son: lentes con un diseño optimizado para la conducción, para actividades el aire libre, para deportes específicos como golf o vela, etc.

Ningún diseño desarrollado para uso genérico es ideal para todas esas situaciones. Las limitaciones propias de las lentes progresivas hacen que una distribución de potencia específica dando prioridad a una zona de la lente tenga mayor potencial para funcionar mucho mejor en esas situaciones específicas. El mercado de los usuarios de lentes progresivas se está comenzando a centrar en la multipropiedad donde un diseño de LPP de uso genérico se complementa con una lente progresiva destinada a un uso particular.

Una segunda tendencia es la personalización de la lente para cada usuario. En este sentido aparecen dos conceptos diferentes que pueden actuar de manera conjunta o independiente.

Una opción de personalización es integrar los parámetros individuales del usuario en el proceso de optimización de la lente. Con ello se consigue una personalización del diseño que mejora las prestaciones ópticas de la lente. Esto sólo es posible combinando la tecnología free form con un software de cálculo sofisticado. Hasta la llegada del free form las superficies se optimizaban utilizando valores promedio de diferentes datos que entraban en juego tales como las necesidades o los comportamientos visuales en la población prérbita. De esta manera se conseguían diseños genéricos que se ajustaban a un grupo de población bastante amplio.

Para conseguir una optimización personalizada es necesario medir diferentes parámetros individuales del sujeto además de la prescripción y la altura de montaje. El uso de valores promedio, en lugar de los datos individuales reduce el tamaño de los campos visuales de lejos y de cerca así como aumenta las aberraciones laterales. Este efecto será más acusado cuanto más alejados estén los valores reales del sujeto de los valores estándar utilizados en la optimización.

Se requiere el uso de un modelo matemático que recrea la posición tridimensional de la lente en relación con los ojos. Un software de diseño calcula la potencia de la lente en cada dirección de mirada.

Los parámetros morfológicos que personalizan una lente a la posición de uso son la distancia interpupilar, la distancia de vértice, la altura de montaje, la inclinación pantoscópica, el ángulo facial y la distancia de trabajo de cerca. En conjunto, estos parámetros definen la posición exacta de la lente en la posición de uso una vez montada en las gafas.

Este tipo de personalización modifica el valor de la potencia medida en la lente por lo que es necesario presentar la potencia que se va a medir con un frontofocómetro y la potencia que se ha pedido y que gracias a la optimización percibirá el usuario una vez se ajuste la lente en su posición de uso.

El otro concepto de personalización es seleccionar de una variedad de diseños aquel que se ajusta más al estilo de vida del usuario. Con este tipo de personalización se adecúa

el diseño a las necesidades propias del usuario. Para ello se requiere completar un cuestionario donde se indican las preferencias de uso de la gafa teniendo en cuenta el número de horas que se destinan diariamente a cada actividad. Agrupando esos datos, un algoritmo selecciona una distribución de potencia idónea para ese usuario particular en base a sus respuestas.

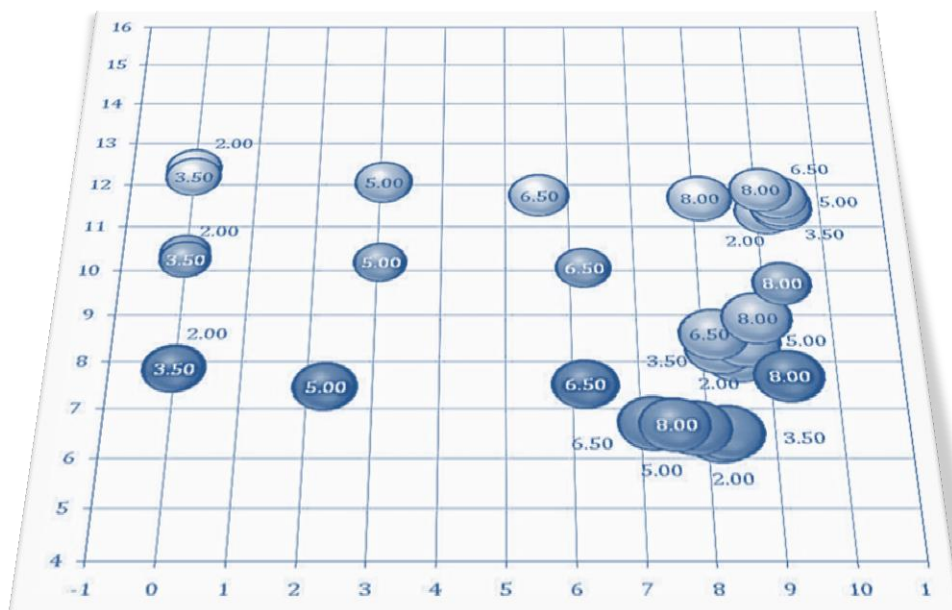
Como ya hemos visto anteriormente, disponiendo de las herramientas de diseño adecuadas es posible crear una estructura de lente progresiva con una distribución específica de potencia y de astigmatismo no deseado. A modo de una sencilla guía podemos determinar que:

- Cuanto más larga sea la progresión mayor será la anchura del pasillo pero más baja quedará la zona de visión próxima por lo que la ergonomía de la lente se verá reducida.
- Con una progresión corta se eleva la localización de la zona de cerca de la lente mejorando la ergonomía pero a su vez se estrecha la anchura del pasillo.
- Si mantenemos una longitud larga para conservar una mayor anchura del pasillo y subimos el diseño para elevar la posición de la zona de cerca se incrusta la posición de la pupila dentro del pasillo de progresión por lo que el campo de visión de lejos se verá mermado y se reduce la comodidad de visión para esa distancia. Este tipo de diseño sería funcionalmente idóneo para el trabajo con ordenador.
- Si comprimimos la zona de transición para conseguir campos de visión más amplias se aumenta el gradiente de astigmatismo de las zonas laterales al pasillo y se dificulta la adaptación al diseño. Esta distribución de potencia es mejor tolerada por usuarios expertos.
- Un diseño más blando en la periferia reduce los niveles de astigmatismo no deseado facilitando la adaptación a la lente aunque los campos visuales de lejos y cerca también se reducen. Este tipo de diseño es el indicado para nuevos usuarios.

# Capítulo 3

## Clasificación de LPPs utilizando mapas de potencia de usuario

---



## Capítulo 3

# Clasificación de LPPs utilizando mapas de potencia de usuario

### 3.1 Introducción

Las lentes de potencia progresiva (LPP) son la compensación preferida para presbítas[23]. Una LPP tiene una distribución de potencia relativamente compleja, con regiones para la visión de lejos, intermedia y cerca, y también las regiones afectadas por las aberraciones, principalmente astigmatismo y desenfoque. La optimización de LPPs no es una tecnología muy extendida, pero es madura, como lo demuestra el gran número de diseños disponibles a partir de un número relativamente pequeño de fabricantes [24-29]. Meister y Fisher (2008) [30, 31] ofrecen una revisión exhaustiva del diseño de LPP, desde las primeras lentes de cara frontal a los progresivos modernos con superficies free form. Debido a la compleja distribución de potencia de las LPPs, se ha hecho un gran esfuerzo para proporcionar métodos de medida. Por ejemplo, Fowler y Sullivan (1990) [32] utilizaron un frontofocómetro modificado para medir automáticamente una LPP. También se han propuesto diferentes tipos de técnicas de medida por deflectometría y perfil de frente de onda [33-36]. Además, se ha hecho el modelado de aberraciones de alto orden (HOA) alrededor de la línea umbilical, así como medidas directas de HOA [37].

A pesar de todos estos esfuerzos, la comunidad científica necesita un modelo completo y comprensible que proporcione información cuantitativa sobre la distribución de potencia: las relaciones entre las curvaturas principales espacialmente variables y su orientación, propiedades globales, máximos de astigmatismo, gradiente local de potencia, estabilidad local de la potencia, etc. Se pueden construir cifras de mérito de estas propiedades (astigmatismo global, tamaño y posición de las regiones con potencia estabilizada, etc.), pero se carece de medios analíticos para relacionar estas cifras. En consecuencia, si analizamos un determinado diseño de LPP, no podemos estar seguro de si dicho diseño maximiza (o minimiza) las cifras de acuerdo con ciertas expectativas.

La situación que acabamos de describir se refiere a las propiedades geométricas y ópticas de la LPP que al menos pueden ser medidas objetivamente y con precisión. Aparecen incluso más incógnitas cuando tratamos de relacionar estas propiedades con la percepción subjetiva de los usuarios de la calidad visual, confort visual y la facilidad de adaptación. Se han hecho muchos estudios clínicos que comparan dos LPPs diferentes o que evalúan la adaptación a cierto diseño. En algunos de estos estudios se analizaron la adaptación y la satisfacción de los usuarios a algunos diseños específicos de LPP [38, 39]. En otros ensayos, una LPP se compara con una lente monofocal o una lente bifocal [40]. Hay también un número de investigaciones de preferencia en los que se comparan dos o más diseños de LPP [41-43]. En todos estos estudios, los usuarios prueban cada una de las lentes durante un período de tiempo y después cambian a otro diseño. Se van rellenando

cuestionarios en diferentes momentos del período de prueba con los cuales se obtienen estadísticamente la satisfacción y la preferencia.

Existe además otro tipo de análisis en el que algunas de las características ópticas o fisiológicas de los probadores se miden objetivamente cuando se utilizan LPPs y se realizan ciertas tareas visuales. Por ejemplo, la distorsión [26], movimiento de los ojos y la cabeza [44] o el rendimiento en las tareas de visión intermedia [45]. No hay estudios a fondo de este tipo que relacionen las funciones medidas (si se trata de cualquier tipo de características visuales de rendimiento oculomotores, ergonomía, etc.) con los parámetros que definen la distribución de potencia de las lentes testeadas.

Existen muy pocos estudios clínicos en los que las lentes hayan sido de alguna manera caracterizadas con el fin de relacionar la preferencia subjetiva del usuario con los parámetros de la lente objetivo. Preston (1998) [46] lo hizo por primera vez con dos conjuntos de prototipos de LPP. En la primera serie, la anchura de la región de la zona de cerca se cambió de lente a lente, manteniendo constante el resto de las características de la distribución de potencia. En el segundo conjunto, el parámetro de cambio era la longitud del pasillo. Hendicott (2007) [47] estudió tres lentes con diferente distribución de astigmatismo en el interior de las regiones laterales distorsionadas. Solaz et al. (2008) [48] correlacionaron la visión de lejos con la preferencia y satisfacción en cuatro diseños de LPP con diferencias en la amplitud del campo de visión de lejos y de cerca, así como en la posición vertical de la misma.

Debido a la gran cantidad de diseños de LPP y las diferentes tecnologías disponibles para hacerlas [30, 31, 49], los optometristas y demás profesionales del cuidado de la visión pueden beneficiarse de métodos de puntuación para clasificar estos diseños. La puntuación debe cuantificar la calidad de la lente en sus tres regiones principales: lejos, intermedia y cerca, así como la cantidad de aberraciones laterales debido a la variación de potencia [24, 50]. Una vez conocidas las propiedades (puntuación) de cada lente, podremos seleccionar el mejor diseño para un conjunto particular de necesidades visuales del usuario.

Ya existen varios trabajos que estudian los parámetros de diseño como la anchura y el área de la zona de lejos y de cerca, la potencia de adición, la anchura y la longitud del pasillo, así como el cilindro no deseado y el rendimiento fuera de eje debido a las aberraciones [51-53].

Zhou et al. (2008) [54] estudiaron el rendimiento óptico de tres tipos de LPP con diferentes filosofías pero con la misma potencia nominal esférica y adición. Llegaron a la conclusión de que el RMS de astigmatismo y las aberraciones de orden superior de esas LPPs no tenían ninguna diferencia significativa en el área medida. Esta misma conclusión también fue encontrada por Villegas et al. (2004) [52].

Sheedy (2004a, 2006) [55, 56] fue pionero en este esfuerzo con una caracterización exhaustiva de lente que comprende la medida de la anchura y el área de las regiones de visión de lejos, intermedia y cerca mediante el uso de umbrales en los errores de astigmatismo y esfera. Midió las regiones de visión intermedia y de cerca a diferentes distancias por debajo de la cruz de montaje, por lo que no sólo se considera la anchura,

sino también la posición en la que la lente ofrece diferentes porcentajes de la adición total. Finalmente, Sheedy también incluyó en su sistema de puntuación el valor máximo de astigmatismo no deseado. Los diseñadores de lentes, científicos, médicos y profesionales se beneficiarían de un método de clasificación o calificación similar al creado por Sheedy, que propone un sistema de coordenadas en el que se define una lente por un conjunto de números. Estos números no son libremente seleccionables por el diseñador de la lente, ya que están vinculados a través de las limitaciones geométricas de las superficies progresivas [57]. En cualquier caso, un ensayo clínico o medida objetiva del rendimiento de la lente pueden referir su resultado a este sistema de coordenadas común.

El principal objetivo de la técnica de puntuación no es considerar algunos diseños de lente como "peor" o "mejor" que otro, sino asociar algunas cifras que nos permitan diferenciar cuantitativamente un diseño de otro. Un diseño de LPP implica la selección de un equilibrio entre la anchura de las diferentes regiones, la posición vertical de la pupila y la cantidad de astigmatismo. Dependiendo del equilibrio seleccionado, un diseño puede funcionar mejor en algunas tareas visuales o para algunos usuarios, pero podría funcionar peor para otras tareas u otros usuarios. El punto importante es usar un método estandarizado para caracterizar el diseño, de esta manera los resultados de diferentes estudios podrían añadirse coherentemente e ir aumentando la comprensión de la relación entre el diseño de LPP y el rendimiento.

El método de puntuación de Sheedy se basa en los mapas de astigmatismo y esfera obtenidos con un mapeador de potencia comercial. Es bien conocido que la potencia que el usuario percibe realmente en la posición de uso puede diferir significativamente de la potencia medida en la mayoría de los instrumentos de mapeo [58, 59]. La potencia percibida en el centro de la lente, suponiendo que la inclinación pantoscópica y facial no es significativa, es precisamente la potencia de vértice posterior paraxial medida con un frontofocómetro. Para miradas oblicuas, la potencia de la lente se ve afectada principalmente por las aberraciones de segundo orden, astigmatismo y desenfoque, que no están presentes cuando la lente se muestrea con el frontofocómetro en los puntos periféricos. Cuando se utilizan lentes monofocales, el usuario puede evitar miradas oblicuas moviendo la cabeza con el fin de mirar a través del centro de la lente. Pero el uso de LPPs exige miradas oblicuas hacia abajo para obtener la adición, por lo tanto, no se pueden evitar los errores de potencia oblicua. La evaluación de la potencia percibida por el usuario requiere la combinación de las técnicas de trazado de rayos exactos y la medición exacta de la superficie. Recientemente, Vargas et al. (2010) [36] han propuesto un dispositivo sencillo para la medición directa de la potencia percibida por el usuario.

Cualquiera que sea la forma en la que se obtienen los mapas de la potencia percibida por el usuario (PU), lo que vamos a abordar en el presente estudio es la siguiente pregunta: ¿Cómo se modificarían los resultados del test de Sheedy cuando se utilizan los mapas de la PU en lugar de los mapas de potencia de frontofocómetro (PF) para calcularlos?

## 3.2 Potencia percibida vs. potencia medida

La potencia de una lente obtenida con un frontofocómetro estándar básicamente coincide con la suma de las curvaturas de las superficies que forman la lente. La potencia medida con un mapeador depende de la tecnología del instrumento pero está próxima a la potencia medida en el centro de la lente con un frontofocómetro (PF); conforme el punto de medida se aleja de la zona paraxial la potencia medida se vuelve diferente en cada instrumento. Huang et al. (2012) [60] han demostrado en su trabajo que incluso en diferentes mapeadores los resultados finales no tienen diferencias significativas.

Sin embargo, la potencia que percibe un usuario (PU) utilizando la misma lente no sólo depende de la curvatura de las superficies, sino también de la curva de base y la posición de la lente con respecto al ojo. Cuando la lente se monta sin inclinación, ambos tipos de potencia son idénticos en una región pequeña alrededor del centro de la lente, pero a medida que el ojo gira fuera de este centro, las potencias se hacen diferentes. De igual modo, si la lente está montada con inclinación pantoscópica y/o facial, las dos potencias son diferentes incluso en el centro de la lente.

La potencia necesaria para compensar el error refractivo se conoce como potencia nominal y se mide en el gabinete. Una lente puede ser calculada de modo que su PF coincida con la potencia nominal, en cuyo caso se dice que la lente es una lente optimizada en curvaturas u optimizada en frontofocómetro. Las lentes oftálmicas fabricadas antes de la llegada de la tecnología free form sólo podían ser calculadas de esta manera y en adelante vamos a hacer referencia a ellas como lentes clásicas o estándar. Por otro lado, la lente puede ser optimizada de tal manera que la PU coincida con la potencia nominal. En este caso, la posición de la lente con respecto al ojo debe ser conocida previamente a la optimización de la superficie. Debido a que los parámetros de usuario (los que definen la posición de la lente con respecto al ojo) entran en la optimización, estas lentes son conocidas como lentes personalizadas.

Los valores de la esfera, astigmatismo y eje que se obtienen al medir la potencia de una lente en un punto concreto no sólo dependen de la lente en sí, sino también de la geometría de los rayos que se refractan a través de la lente y que se utilizan para medir la potencia. Esta idea se ilustra en la Figura 3.1. Queremos obtener la PU y la PF en un punto periférico Q. En la Figura 3.1a se muestra el trazado de rayos en un frontofocómetro FOA (norma ISO 8980-2), que son todos los frontofocómetros manuales y la mayoría de los automáticos. La luz proviene de la imagen del objetivo y entra en contacto con la superficie posterior paralela a su normal en el punto Q, por lo tanto, el ángulo de incidencia sobre la superficie posterior es cero. Cuando el frontofocómetro está enfocado, la imagen del objetivo se encuentra de manera que el haz de salida es paralelo. De este modo, la potencia de la lente se define como la vergencia del haz de entrada en el punto Q.

En el caso de la PU, el trazado de rayos es completamente diferente, y se muestra en la Figura 3.1b. En primer lugar, la lente se puede estar inclinada debido al ángulo pantoscópico y/o facial. El ojo debe rotar para que el eje visual pase por el punto Q. El haz de luz viene del objeto delante de la lente y, tras la refracción, pasa a través del punto Q. Los ángulos de incidencia del haz con las caras anterior y posterior son  $\theta_f$  y  $\theta_b$ ,

respectivamente. La PU se define como la diferencia entre la vergencia del haz refractado en la esfera de vértice,  $Q'$ , y la vergencia del haz de entrada en el punto R, en la superficie frontal. La esfera de vértice se utiliza para hacer una comparación justa entre la potencia de vértice posterior paraxial en el centro de la lente sin inclinaciones y la potencia en los puntos periféricos como Q. Si la vergencia del haz refractado en el punto  $Q'$  es igual al error de refracción (más la adición, en caso de que el punto  $Q'$  estuviese en la región de cerca de una LPP), entonces el usuario recibirá la imagen del objeto enfocado nítidamente.

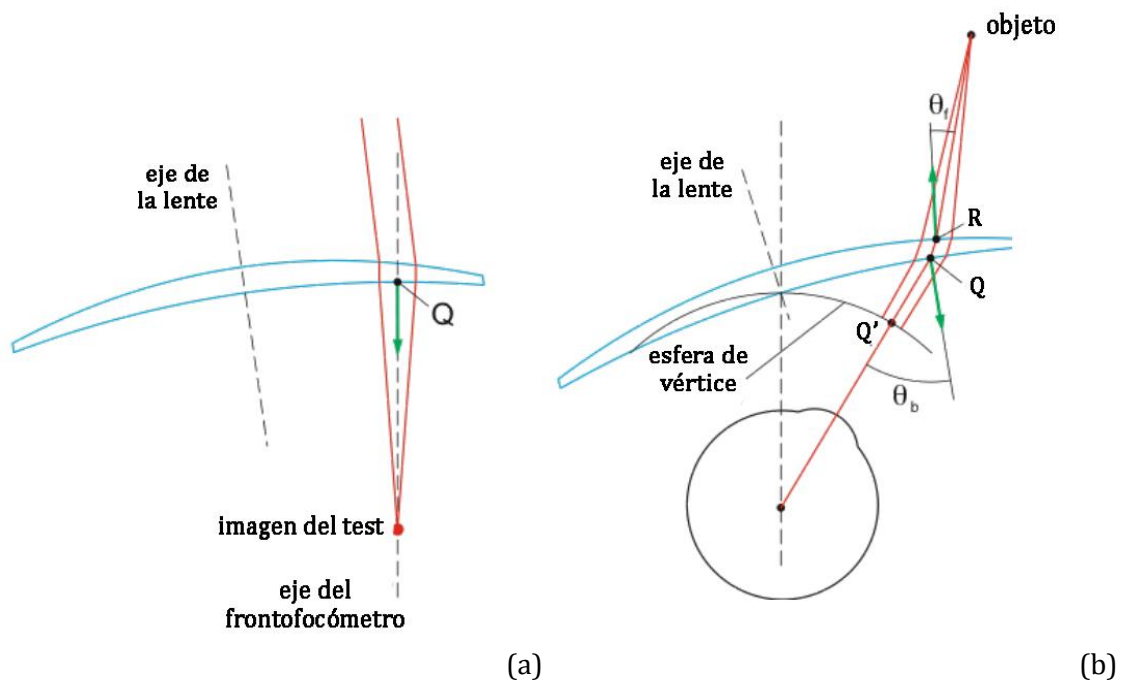


Figura 3.1 Representación de los diferentes trazados de rayo. (a) Medida de la lente con un frontofocómetro FOA. (b) Trazado real utilizando el modelo lente-ojo.

Los factores que hacen que la PU difiera de la PF son:

1. oblicuidad del haz de luz, que modifica la potencia de refracción de la superficie,
2. distancia objeto variable y, por consiguiente, vergencia de entrada variable,
3. medida de la vergencia de salida en la esfera de vértice, y
4. diferente distancia de propagación dentro de la lente. El espesor de Q a R es diferente en cualquier trazado de rayos, y por lo tanto, la propagación de la vergencia entre los dos puntos.

De estos factores, la oblicuidad es el factor que mayor influencia tiene en la diferencia entre la PF y la PU. En la Figura 3.2, se muestra el efecto de la oblicuidad cuando un haz estrecho se refracta sobre una superficie tórica que separa medios con índices de refracción 1 y 1.499. Se han simulado tres valores diferentes de curvas base tóricas, 2.00 D, 4.00 D y 6.00 D con curvas transversales respectivas de 4.00 D, 6.00 D y 8.00 D (cilindro constante de 2.00 D para los tres casos). La orientación de la curva base es  $45^\circ$  con



respecto al plano de incidencia. Se han calculado las curvas por medio del trazado de rayos exacto a través del dioptrio y así poder calcular el cambio de vergencia debido a la refracción. Podemos ver que desviaciones de más de 1.00 D de la potencia de refracción (tanto el astigmatismo como la esfera) tienden a aparecer con las superficies y los valores de oblicuidad que suelen darse en las lentes en la posición de uso.

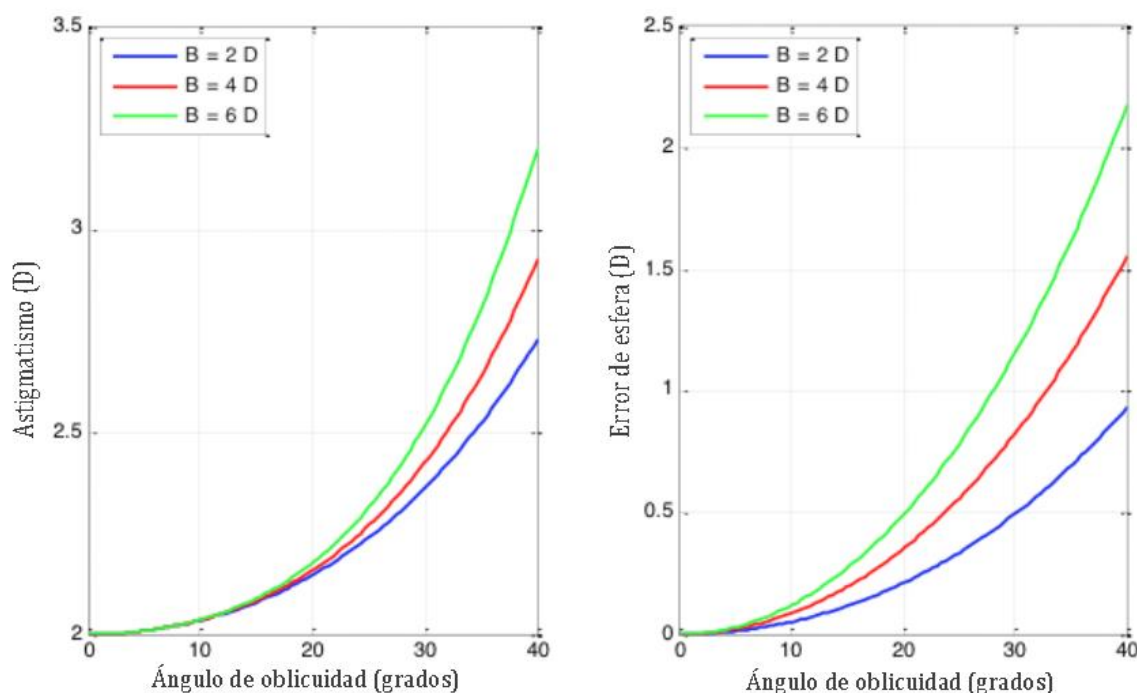


Figura 3.2 Efecto de la oblicuidad en la potencia refractiva de tres dioptrios tóricos con curvas base de 2.00 D, 4.00 D y 6.00 D y cilindro de +2.00 D.

No sólo la PU y la PF pueden ser significativamente diferentes. Debemos ser muy cautelosos si queremos comparar los mapas de cualquier figura óptica calculada o medida de acuerdo a los diferentes tipos de potencia. Bourdoncle (1992) [61] apunta que la PF tiene que registrarse en coordenadas cartesianas, mientras que la PU tiene que registrarse en ángulos visuales. A priori esto parece una forma natural de representar cada magnitud, pero no sirve de nada si deseamos aplicar la técnica de puntuación de Sheedy en ambos tipos de mapas de potencia y comparar los resultados obtenidos. Por supuesto, podemos traducir ángulos visuales a coordenadas cartesianas siempre y cuando se les dé un plano de referencia o superficie de referencia. Por ejemplo, es posible generar una rejilla regular de coordenadas (x, y) y calcular la sagita de la superficie posterior en esos puntos,  $z_{\text{back}}(x, y)$ . Al medir la potencia de la lente en el frontofocómetro en los puntos (x, y) se obtiene esfera, cilindro y eje frente a las coordenadas X, Y. Entonces, con el fin de obtener los mapas de potencia de usuario en el mismo punto, podemos calcular fácilmente los ángulos de visión horizontal y vertical (u, v) para los impactos de los rayos principales en los puntos (x, y). Desafortunadamente, esos ángulos de visión no están regularmente espaciados. Por el contrario, si utilizamos una rejilla regular de ángulos de visión, las coordenadas cartesianas de los puntos de impacto correspondientes en la superficie posterior de la lente no estarán regularmente espaciadas. El efecto se muestra en la Figura

3.3. No debemos ignorar el problema al comparar los dos tipos de mapas de potencia porque las regiones de lentes diferentes se estiran o se comprimen y se medirán diferentes anchuras de región debido a este factor geométrico. Para evitar este problema se requieren mapas de alta densidad de puntos para que la interpolación cúbica de una cuadrícula no regular a una regular se pueda realizar con precisión.

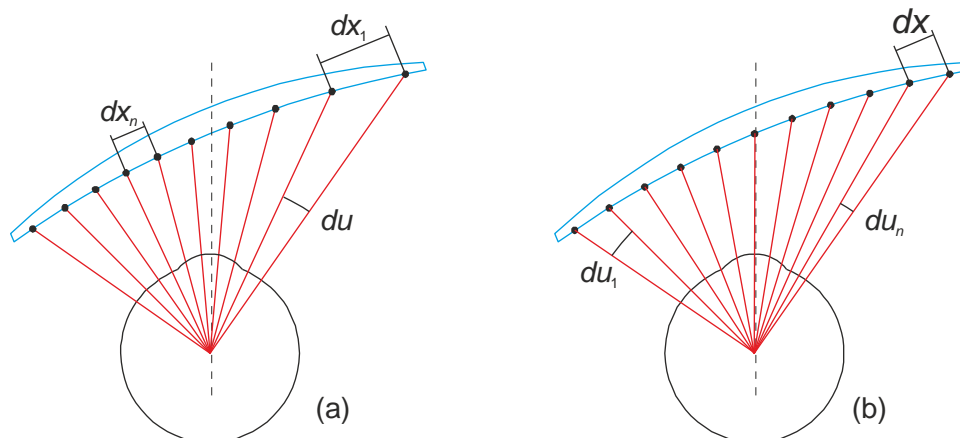


Figura 3.3 (a) Cuadrícula regular de ángulos de visión, generando coordenadas cartesianas no linealmente espaciadas en la superficie posterior de la lente. (b) Cuadrícula de puntos regularmente espaciados en la superficie posterior, en la que se mide la PF. Los ángulos de visión correspondientes a estos puntos en la posición de uso no estarán regularmente espaciados.

La cantidad por la cual la PU difiere de la PF en un punto de la lente depende de la prescripción de la lente, la curva base de la lente, la inclinación en la posición de uso y la posición de la superficie multifocal de la LPP (frontal, posterior o ambas). También depende de la posición del punto de medida: la diferencia generalmente aumentará para puntos que están más alejados del centro de la lente. La Figura 3.4 y la Figura 3.5 presentan ejemplos típicos de esfera media y cilindro de la PU y la PF. Las líneas de isopotencia azul representan los mapas de la PF y las líneas rojas los mapas de la PU. En la Figura 3.4 se ha trazado una lente con la superficie progresiva en la parte delantera (LPP de cara frontal), curva base de 5.75 D, adición de +2.25 D e índice de refracción 1.60. En la primera pareja de representaciones (Figura 3.4a) se muestra una lente neutra en el punto de medida para la visión de lejos. Las líneas tanto de iso-esfera como de isocilindro se representan en pasos de 0.50 D. La PU se ha calculado con inclinación cero en ambas lentes. Podemos ver que para la lente neutra, las diferencias entre la PU y la PF no son demasiado grandes. La adición percibida por el usuario está situada más alta y el astigmatismo que se percibe es mayor y como consecuencia las regiones con astigmatismo por debajo de 0.50 D son más estrechas de lo esperado por las medidas de frontofocómetro. Si utilizamos la misma superficie frontal para hacer una lente con potencia de lejos de +3.00 D, las diferencias aumentan significativamente (Figura 3.4b), con la misma tendencia que en la lente plana.

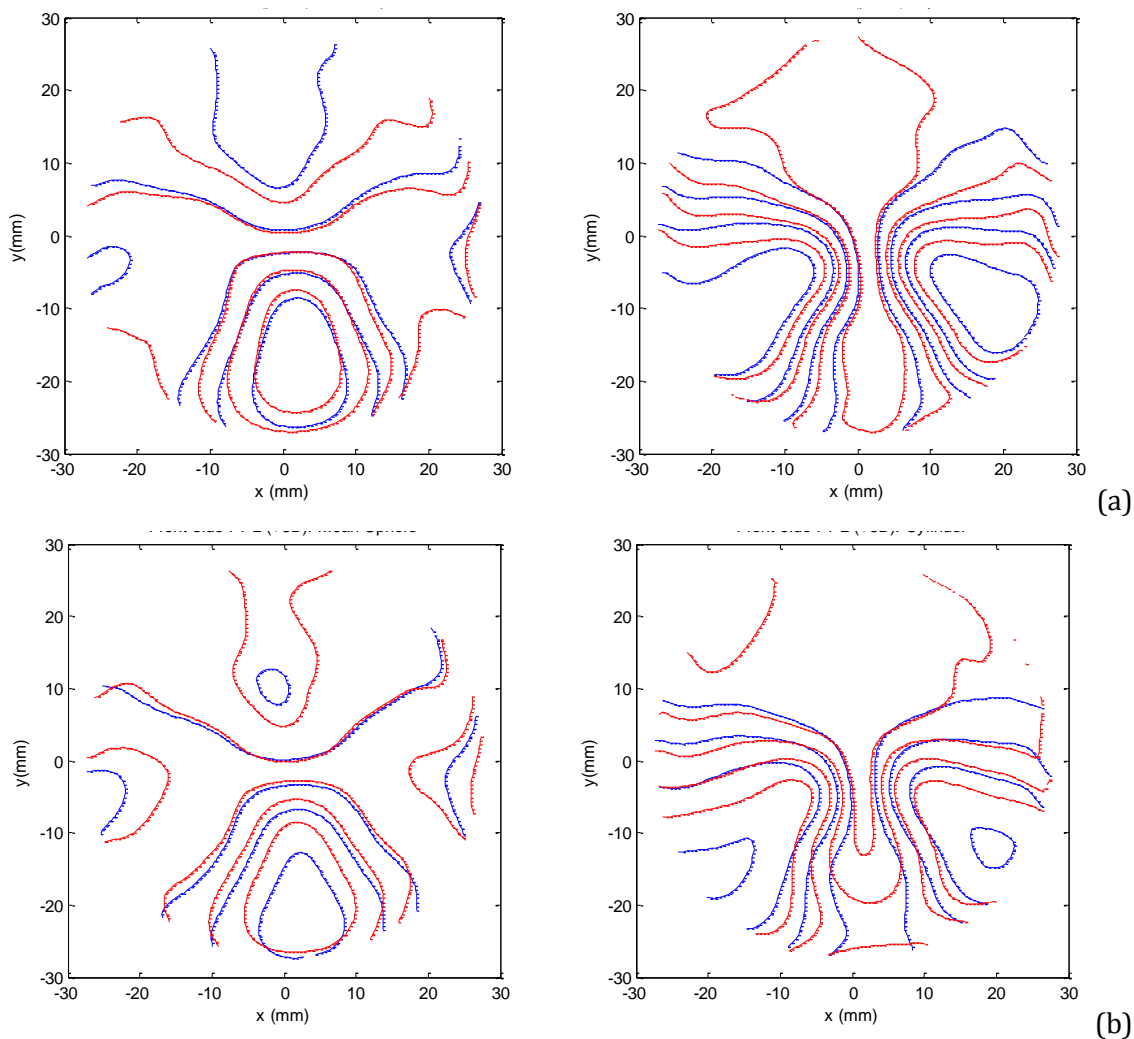


Figura 3.4 Mapas de potencia de dos LPPs frontales con una adición de +2.25 D, base de 5.75 D e índice de refracción 1.60. Las líneas de isopotencia azules pertenecen a los mapas de la PF. Las líneas rojas pertenecen a los mapas de la PU. (a) Lente neutra. (b) Lente de +3.00 D.

Para visualizar el efecto de la inclinación de la lente en su comportamiento, en la Figura 3.5 se presentan mapas similares para una LPP de cara posterior con adición de +2.00 D, índice de refracción 1.60, curva base de 3.00 D y potencia neutra en el punto de medida de lejos. Los mapas de frontofocómetro son los mismos tanto en la Figura 3.5a como la Figura 3.5b porque la inclinación con la cual se monta la lente no afecta a su PF, pero el mapa de la PU se ha calculado sin inclinación en la Figura 3.5a y con 10° de inclinación pantoscópica en la Figura 3.5b. Apreciamos que tanto la adición como el astigmatismo en la región de cerca se reducen debido a esta inclinación. Como regla general, se observa esta característica común: el mapa de potencia percibida por el usuario tiene una adición mayor que la PF por lo que el diseño percibido por el usuario tiene una longitud de progresión más corta, un pasillo más estrecho y niveles más altos de cilindro no deseado.

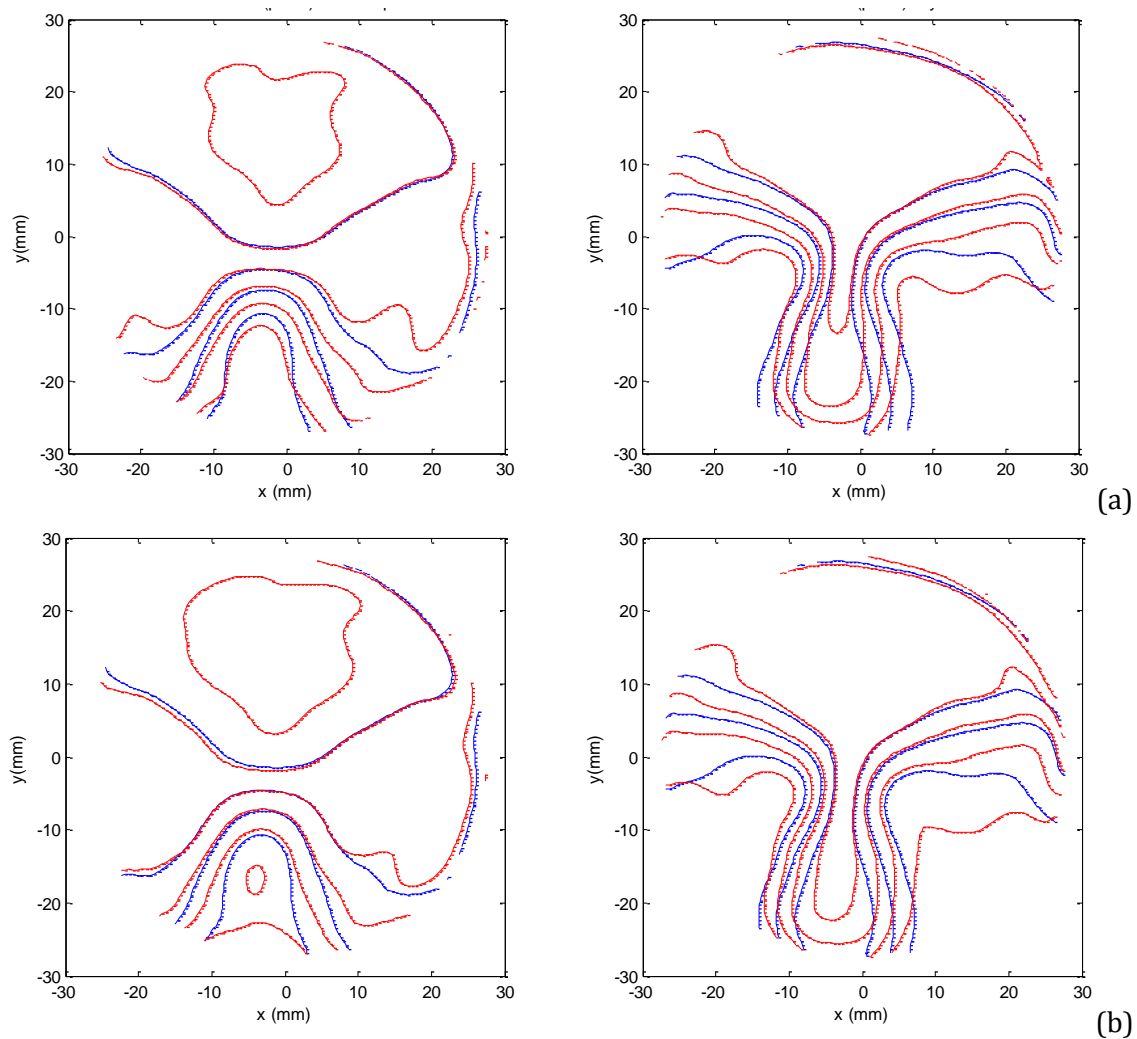


Figura 3.5 Mapas de potencia de la misma LPP de cara posterior con una adición de +2.00 D y curva base de 3.00 D. Las líneas de isopotencia azules representan los mapas de la PF. Las rojas representan los mapas de la PU. (a) PU calculada sin inclinación. (b) PU calculada con una inclinación pantoscópica de  $10^\circ$ .

### 3.3 Metodología

En este estudio hemos utilizado 18 LPPs de los principales fabricantes de lentes. Los diseños están comercializados como lentes para uso general, aunque hemos tratado de representar en la muestra las variantes disponibles: diferente longitud de pasillo y concentración de astigmatismo periférico. Se han nombrado los diseños con letras de la A a la R. La mitad de la muestra total son LPPs de cara frontal (diseños C, D, J, K, L, M, N, O y P) y la otra mitad son lentes de cara posterior (diseños A, B, E, F, G, H, I, Q y R). Algunos de estos diseños de LPP de cara posterior se supone que se calculan mediante la optimización de la potencia percibida por el usuario, tal como se reivindica por los correspondientes fabricantes. No podemos decir lo mismo con respecto a todas las lentes de cara frontal, ya que la mayoría de los fabricantes no son claros este punto. Estrictamente hablando, una LPP de cara frontal (fabricada como semiterminado) no puede ser considerada como completamente optimizada de acuerdo con la potencia percibida por el usuario porque un

semiterminado con la superficie progresiva se va a utilizar para muchas prescripciones diferentes y, por lo tanto, para diferentes lentes terminadas.

Naturalmente, la optimización de la potencia percibida por el usuario requiere un conocimiento completo de la lente a optimizar, incluyendo la prescripción, posición y orientación con respecto al ojo. La tecnología moderna free form permite el corte y pulido de superficies arbitrarias en la cara posterior de la lente en tiempo de producción. Por lo tanto, la lente puede ser optimizada de acuerdo con los parámetros solicitados, que deben incluir al menos la prescripción de la lente y pueden estar acompañados de todas las medidas de personalización.

Todas las superficies progresivas, de cara frontal o cara posterior, se han medido con un perfilómetro mecánico de alta resolución. La salida de este instrumento de medida es un conjunto de sagitas de superficie evaluadas en una rejilla regular de coordenadas XY. Posteriormente una función spline 2D se ajusta a los datos de la cuadrícula. Esta representación de la superficie permite la interpolación y cálculo de los vectores normales y curvaturas, los cuales tienen una precisión de  $\pm 0.02$  D en una región que cubre el 90% del área de la cuadrícula. Todas las superficies medidas tienen adición +2.00 D. Deseamos realizar el análisis sobre lentes de potencia neutra de lejos, por lo que se han calculado los radios de las superficies no progresivas así como el espesor central para cumplir con este requisito.

Toda esta información se introduce en una librería de trazado de rayos con la que se modela cualquiera de las trayectorias de los rayos representados en la Figura 3.1. La apertura del haz en la modelización de frontofocómetro se ha establecido a 5.7 mm, similar a la mayoría de los frontofocómetros electrónicos y también a la apertura del filtro de reducción de ruido en algunos mapeadores. La apertura utilizada para simular el sistema lente-ojo tenía un diámetro de 2 mm. Es necesario también construir un espacio objeto para recrear el trazado de rayos en el modelo lente-ojo. Este espacio se ha planteado asumiendo que la distancia del objeto depende sólo de la coordenada vertical.

La vergencia objeto se define como la vergencia del haz de entrada en el punto R como se indica en la Figura 3.1b. En la región de lejos, la vergencia objeto se establece en cero. En el punto en el que la adición alcanza el 95% se asume que la vergencia objeto es -3.00 D. En el medio de estas dos vergencias, a medida que aumenta la coordenada vertical de la región de lejos a la región de cerca, se calcula la vergencia objeto intermedia suponiendo que la acomodación del usuario se reduce en la misma tasa que aumenta la adición de la lente. Esto nos dará una transición suave de la vergencia objeto desde 0.00 D (región de lejos) a -3.00 D (región cercana).

Finalmente se obtienen los mapas de frontofocómetro de esfera media y cilindro,  $S_f(x, y)$  y  $C_f(x, y)$ , así como esfera media y cilindro percibido por el usuario,  $S_u(x, y)$  y  $C_u(x, y)$ . Una vez que tenemos todos estos valores de potencia es posible aplicar la puntuación de Sheedy a ambos conjuntos de mapas.

## 3.4 Resultados

### 3.4.1 Visión de lejos

Para clasificar las lentes vamos a seguir el mismo procedimiento que utilizó Sheedy en sus estudios. Los umbrales que estableció para la zona de visión de lejos fueron los de +0.25 D de potencia media y 0.50 D de error de cilindro, el que sea más limitante. Para calcular el campo de visión útil en la zona de lejos se mide la anchura a la altura de la cruz de montaje, es decir, la posición que tendrá la pupila una vez que se monte la lente.

Las anchuras de la visión de lejos se muestran en la Figura 3.6. Como podemos observar en la figura, en los diseños de cara frontal, la diferencia entre las anchuras en la cruz de montaje medidas sobre los mapas de la PF y sobre los mapas de la PU es pequeña, debido a que la región en cuestión está cerca del centro de la lente y la oblicuidad en estos puntos no es demasiado grande. Sin embargo, se aprecia que la tendencia general para estas lentes es que la anchura percibida por el usuario es menor que la anchura medida con un frontofocómetro.

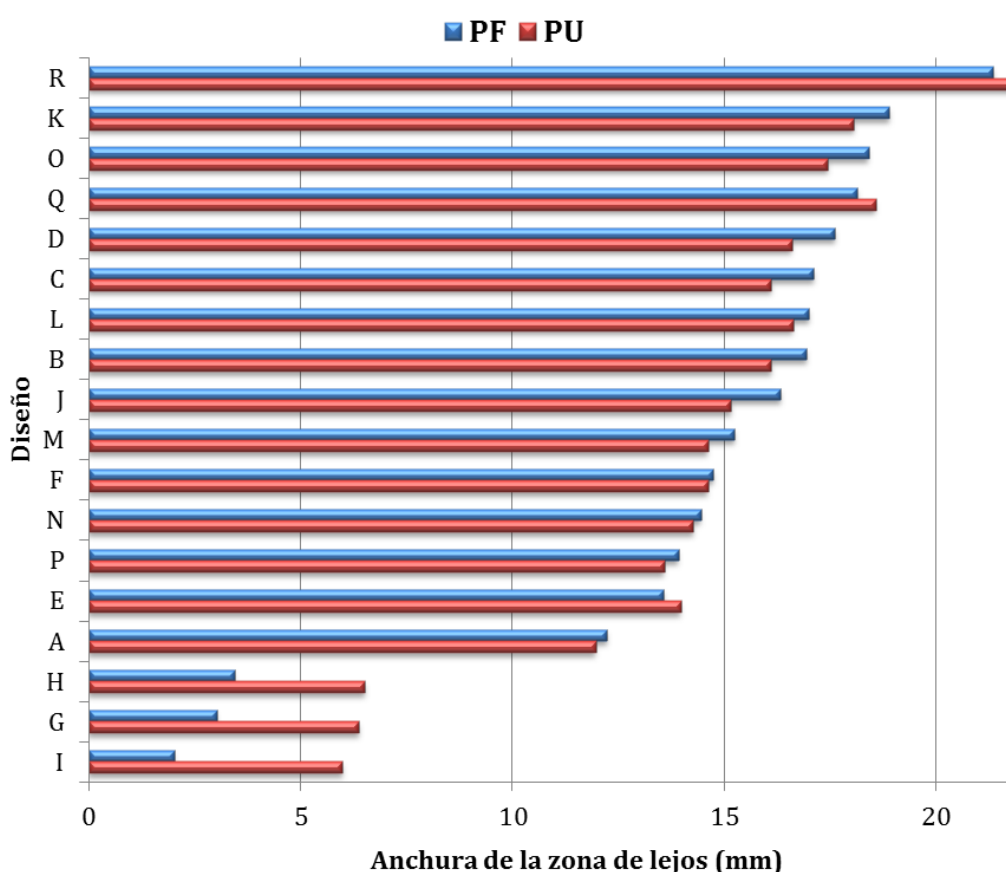


Figura 3.6 Anchuras medidas en la zona de visión de lejos medidas a la altura de la cruz de montaje. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

Los diseños de cara posterior G, H e I presentan diferencias claras en la dirección opuesta, es decir, el campo percibido es más ancho. Probablemente esto puede deberse a

que durante la optimización de la superficie se tuvo en cuenta un valor de inclinación pantoscópica. En cualquier caso, estas lentes tienen unas anchuras más bajas en conjunto. Esto ocurre porque la cruz de montaje se localiza más próxima del comienzo de la progresión por lo que el usuario tendrá que mirar ligeramente por encima de la cruz para conseguir un campo de visión de lejos más amplio.

Aunque la diferencia de las anchuras no es grande entre los dos tipos de potencia en la zona de lejos, el orden de la clasificación de los diseños cambiará dependiendo de si se utiliza la PF o la PU como referencia de potencia.

Con el fin de obtener una clasificación más completa, Sheedy también midió el área de la zona de lejos. Esta área está acotada por los mismos valores umbrales de potencia que se utilizan en la medida de la anchura de lejos y además se acota superiormente por la línea horizontal que para 1 mm por encima de la cruz de montaje e inferiormente por el contorno de isopotencia esférica de 0.25D.

En la Figura 3.7 se muestran las áreas medidas. Observamos que en este caso se han invertido las diferencias entre la PU y la PF. Todas las lentes presentan una mayor diferencia entre ambas potencias mientras que los resultados medidos de la PF y la PU se igualan para los diseños G, H e I. Sin embargo, el orden de las lentes no se ve alterado con respecto al orden obtenido en la medida de las anchuras. Con la medida de las áreas la clasificación de las lentes es mucho más dependiente de qué potencia hayamos tomado de referencia.

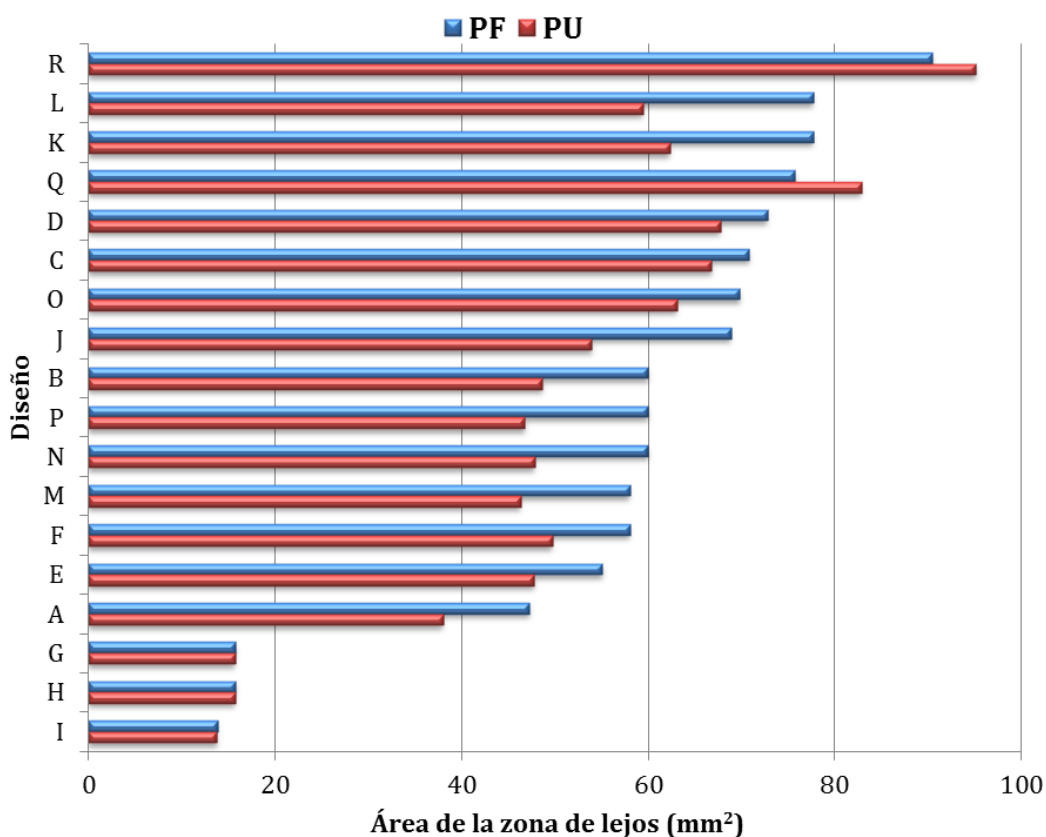


Figura 3.7 Áreas medidas en la zona de visión de lejos. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

### 3.4.2 Visión intermedia

La anchura en la zona intermedia se mide sobre la línea umbilical en la posición vertical donde la potencia de adición ha aumentado a +1.25 D. Esta zona está limitada por las líneas de isocilindro de 0.50 D. Las anchuras medidas en la visión intermedia en los mapas de la PF y la PU se muestran en la Figura 3.8.

En el gráfico distinguimos que la anchura de la región intermedia percibida por el usuario es claramente menor que la anchura que se mide con un frontofocómetro. La tendencia es la misma para todos los diseños, independientemente que sean de cara frontal o posterior. Se puede entender esto si se tiene en cuenta que la anchura del pasillo está ligada a la pendiente del perfil de potencia por el teorema de Minkwitz. Una vez que se elige el perfil de la lente a lo largo de la línea umbilical, no hay libertad para cambiar el crecimiento del astigmatismo en el pasillo. Y debido a que la adición percibida por el usuario es mayor que aquella medida con el frontofocómetro, el astigmatismo lateral es también mayor por lo que el pasillo en el mapa de la PU será más estrecho. Además, la mayor apertura utilizada en la modelización de frontofocómetro suaviza un poco el astigmatismo alrededor de la línea umbilical, produciendo un pasillo ligeramente más ancho.

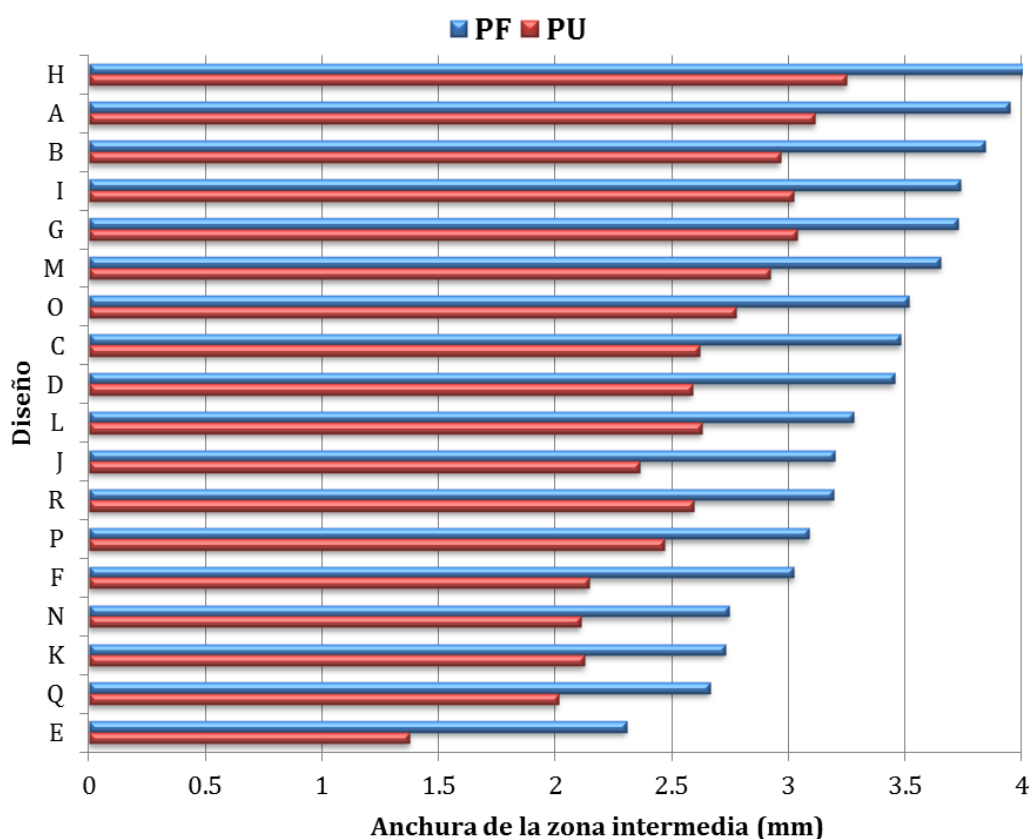


Figura 3.8 Anchuras medidas en la zona de visión intermedia. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

En cualquier caso, igual que sucedía en las medidas de la visión de lejos, el orden de las lentes cambiará si se utilizan las medidas de la PU para organizar los diseños.



Nuevamente hemos tomado las medidas del área en visión intermedia. Los contornos que se utilizan en este caso son el de potencia cilíndrica de 0.50 D. Como límite superior se utiliza el contorno de isopotencia esférica de 0.75 D y como límite inferior el contorno de isopotencia esférica de 1.50 D. Los valores de todas las medidas del área de la PF y la PU en la región intermedia se muestran en la figura Figura 3.9.

Si se valora la zona intermedia tomando los valores de las áreas en vez de las anchuras se obtienen mayores diferencias entre la PF y la PU. Podemos apreciar claramente que el campo visual que se percibe a través de cualquiera de los diseños es mucho menor que el que se mide en la misma lente con un frontofocómetro. Una vez más se observa que si se clasifican las lentes tomando de referencia la PU, el orden sería totalmente diferente.

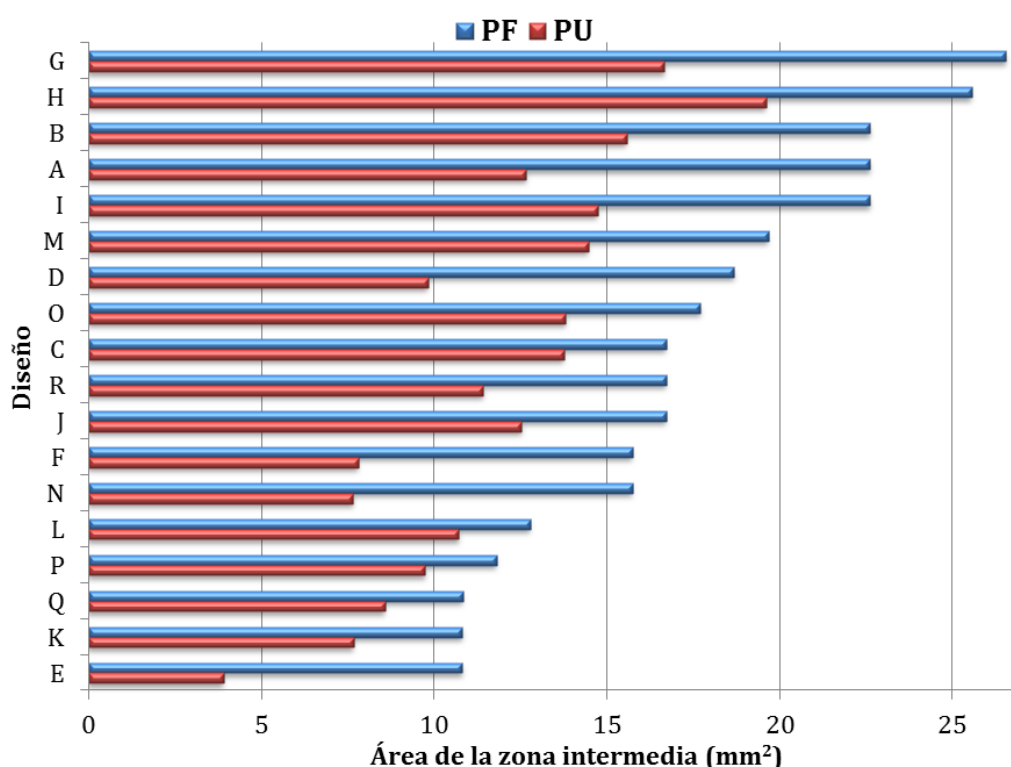


Figura 3.9 Áreas medidas en la zona de visión intermedia. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

### 3.4.3 Visión de cerca

Siguiendo el método de calificación de Sheedy, la anchura de la región de la visión de cerca se mide a 14, 16, 18 y 20 mm por debajo de la cruz de montaje mientras que el área se evalúa a 16.5, 18.5 y 20.5 mm por debajo del mismo punto. Los límites que determinan la región de visión clara en la zona cerca son las líneas de +1.75 D de isoesfera media y las líneas de isocilindro de 0.50 D, la que sea más limitante. Los resultados de las anchuras de la zona de cerca de cada diseño a diferentes alturas se presentan en gráficas independientes en la Figura 3.10. Las anchuras de todos los diseños tomadas a 18 mm por debajo de la cruz de montaje se agrupan en la Figura 3.11.

En la región de cerca es donde encontramos las mayores diferencias entre medidas de frontofocómetro y las percibidas por el usuario. Esto es de esperar, ya que estamos utilizando lentes de potencia neutra en lejos y las regiones de cerca son las zonas que en realidad tienen una cantidad significativa de potencia. Además observamos que el signo de la diferencia cambia de unas lentes a otras. Esto es debido al efecto combinado de la curva base y la forma en que la lente fue diseñada. Si la superficie progresiva se ha optimizado de forma que el cilindro de superficie es cero en la región de cerca y el aumento del error de refracción es igual a la adición de la lente, éste será el comportamiento de la PF, que es principalmente la suma de las potencias refractivas de las dos superficies, que a su vez son proporcionales a las curvaturas de superficie. Pero cuando una lente como esa se coloca en la posición de uso aparecen el astigmatismo oblicuo y el error de potencia y la PU no coincidirá con la potencia nominal esperada. Por el contrario, si se desea neutralizar estos errores oblicuos se tiene que asferizar la superficie, con el astigmatismo y la potencia con los que, además de la prescripción nominal y adición, deben compensar dichos errores oblicuos. Por supuesto, cuando se mide una lente de este tipo en el frontofocómetro, sin oblicuidad, el exceso de astigmatismo y la potencia reducida producirán una desviación de la potencia medida con respecto a la nominal.

Debido a esto, las lentes optimizadas para ofrecer mejor PU se distribuyen con un sistema de doble etiquetado: la potencia nominal que es la que el usuario va a percibir cuando utilice la lente y la potencia de referencia que se utilizará para comprobar con el frontofocómetro la correcta fabricación de la lente.

Con la medida de los diferentes trazados de rayos se demuestra que no sólo la potencia en los puntos de control es diferente, sino la clasificación en conjunto del diseño cambiará de manera significativa dependiendo del tipo de optimización de la lente. Si una lente está optimizada para proporcionar valores de curvatura nominal o PF, entonces su calificación será mala si se evalúa con la PU. Por el contrario, si la PU se utiliza para optimizar la lente, su valoración será mucho peor si la calculamos con la PF. La curva de base y la adición determinarán en qué medida estas diferencias son importantes.

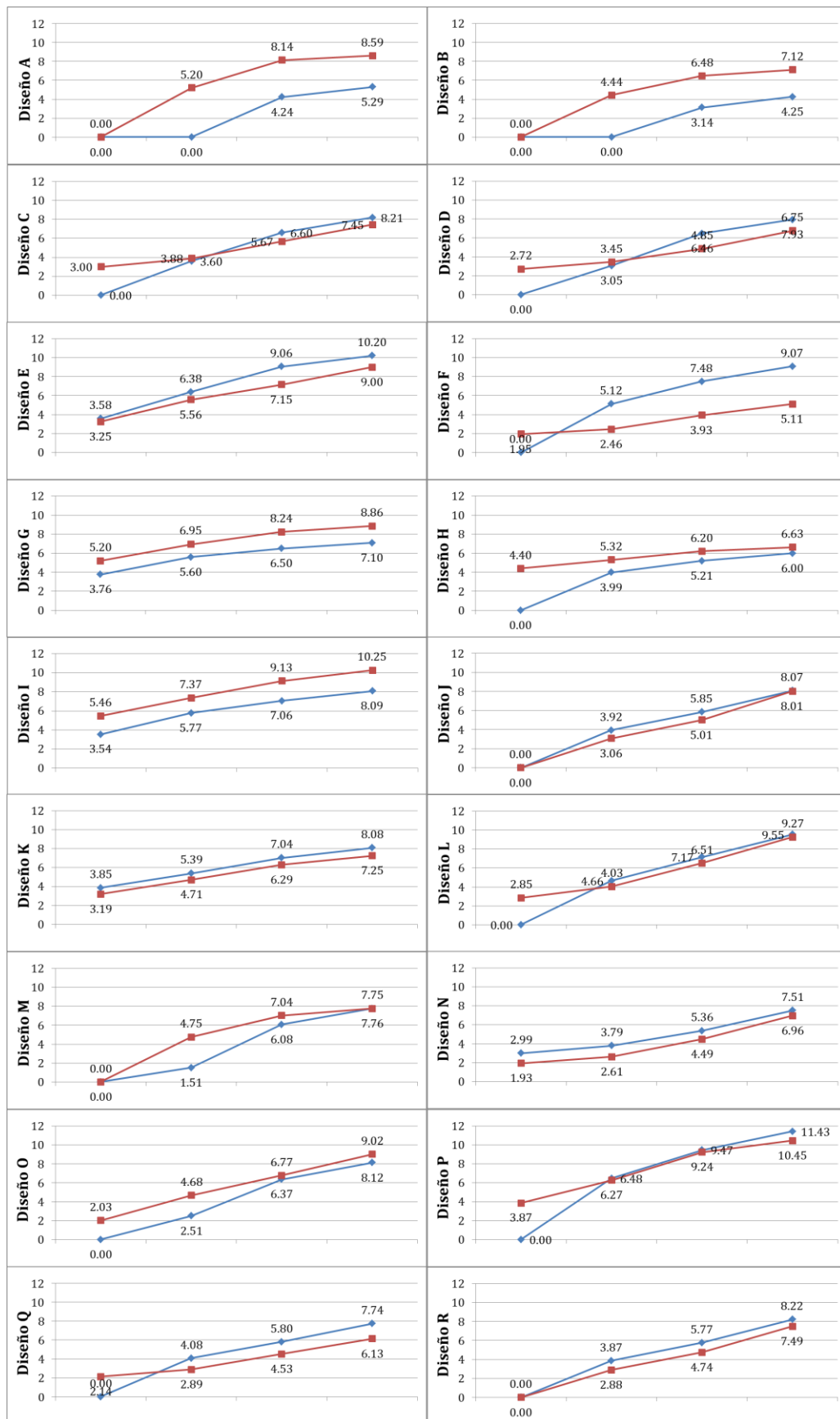


Figura 3.10 Anchuras (en mm) medidas en la zona de visión de cerca a 14, 16, 18 y 20 mm por debajo de la cruz de montaje. Las líneas azules representan las medidas de la PF. Las líneas rojas representan las medidas de la PU.

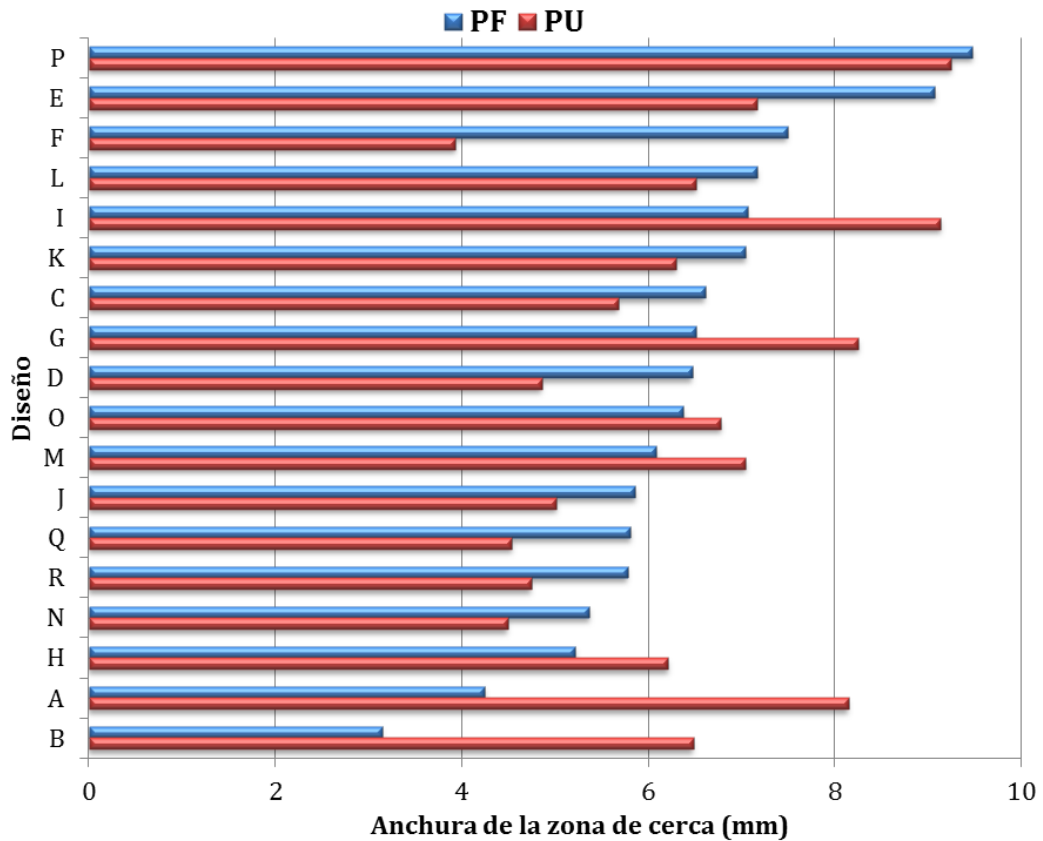


Figura 3.11 Anchuras medidas en la zona de visión de cerca a 18 mm por debajo de la cruz de montaje. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

Parece claro a partir de los datos presentados en la Figura 3.11, que los diseños de cara posterior A, B, H e I han sido optimizados para ofrecer una zona de cerca de la PU tan próxima como sea posible a la potencia nominal (por lo menos para potencia neutra). El diseño de cara posterior G se optimizó también para la PU, pero la curva base con la cual ha sido fabricada es demasiado plana y la optimización no pudo compensar los errores oblicuos.

Del mismo modo que hemos hecho para las anchuras de la zona de cerca, las medidas de todas las lentes tomadas a una altura de 16.5, 18.5 y 20.5 mm se muestran en gráficas independientes en la Figura 3.12. Los valores del área obtenido a 18.5 mm de todos los mapas de la PF y la PU se muestran agrupados en la Figura 3.13.

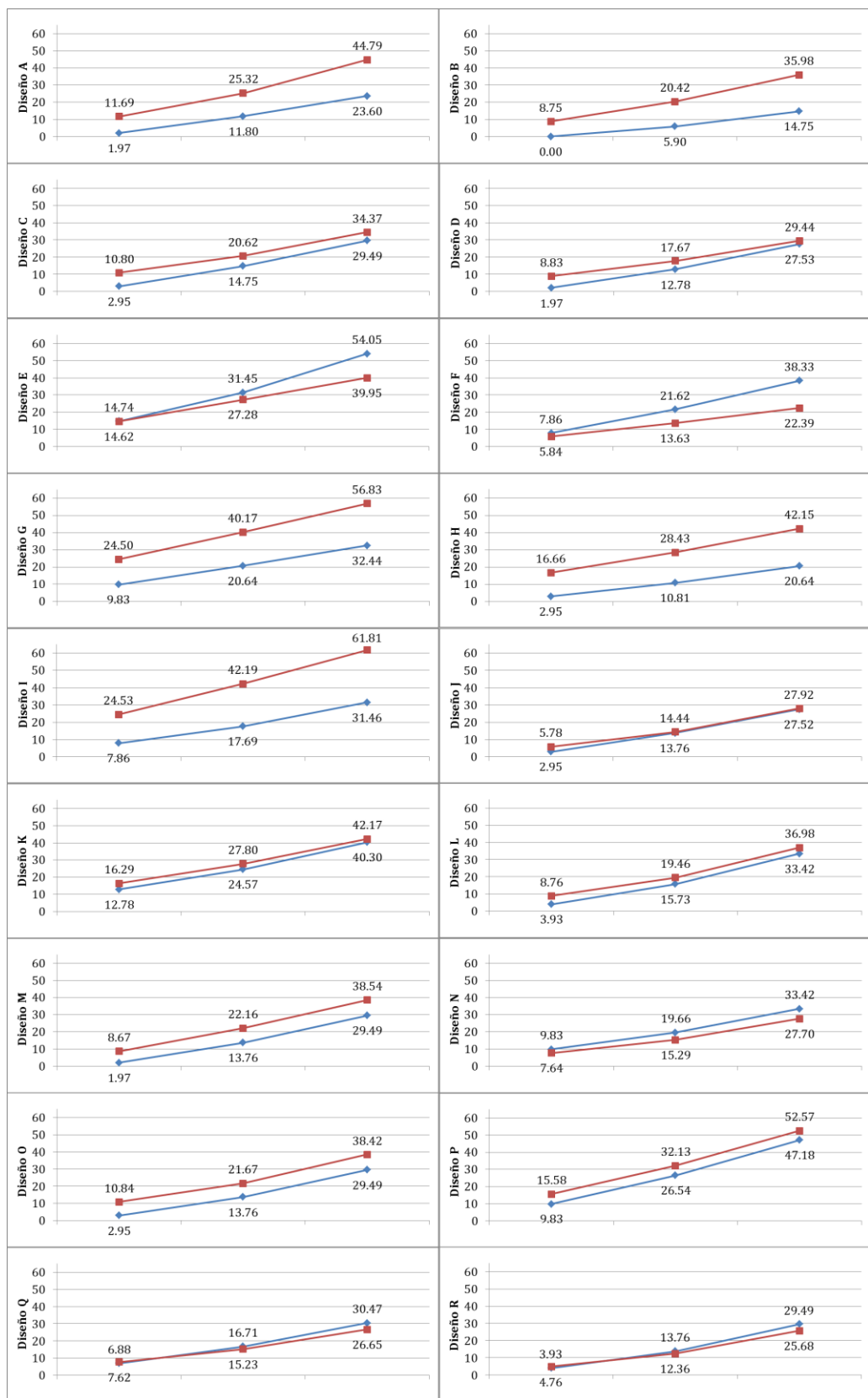


Figura 3.12 Áreas (en mm<sup>2</sup>) medidas en la zona de visión de cerca a 16.5, 18.5 y 20.5 mm por debajo de la cruz de montaje. Las líneas azules representan los mapas de la PF. Las líneas rojas representan los mapas de la PU.

El área en la zona con la visión de cerca es la que más depende del modo en que se ha optimizado la potencia. Una lente clásica optimizada para una correcta PF dará una potencia de cerca mayor cuando se evalúa su mapa de la PU. Contrariamente, en una lente optimizada para la PU se medirá un valor de adición menor cuando se chequee la PF pero sus valores en PU serán mucho más próximos a la potencia obtenida en el gabinete. Esto explica por qué las diferencias encontradas entre los valores medidos en los mapas de la PF y la PU de los diseños estudiados. La diferencia también se explica por las curvas base con las que han sido fabricadas las lentes ya que una base excesivamente plana en una lente optimizada para la PF generará valores muy pobres en sus medidas de la PU.

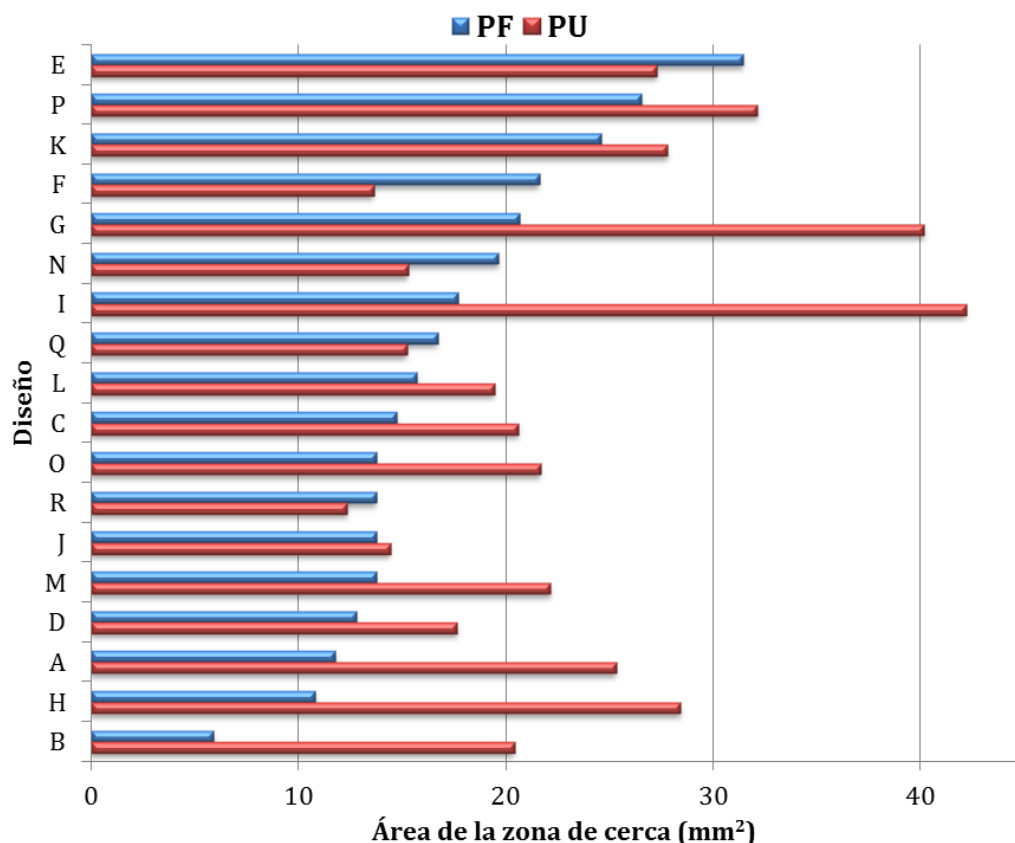


Figura 3.13 Áreas medidas en la zona de visión de cerca a 18.5 mm por debajo de la cruz de montaje. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

Las lentes analizadas en este estudio eran neutras y tenían una adición de +2.00 D; como la zona de cerca es el área con mayor potencia, es lógico que encontremos las mayores diferencias entre los resultados de las lentes clásicas y las personalizadas. Se observa claramente que las lentes G e I están optimizadas tomando como objetivo la PU ya que su campo percibido (anchura y área) es considerablemente mayor que los valores medidos en la lente. La clasificación de las lentes en la zona de cerca sería distinta si la PU fuese el valor que se tomase de referencia.

### 3.4.4 Máximo cilindro

El último parámetro medido en la evaluación de Sheedy es el valor máximo del astigmatismo no deseado. Este máximo se encuentra normalmente en el lado nasal del pasillo porque el inset comprime más la progresión en esa zona de la lente. Los valores de cilindro no deseado percibidos por el usuario son siempre mayores que los medidos en la superficie de la lente. Esto es debido a que el astigmatismo oblicuo se suma con el astigmatismo no deseado debido a la progresión; esta suma no es escalar, sino matricial, como corresponde a una magnitud direccional como el astigmatismo.

También se puede entender este comportamiento de la siguiente manera: en cualquier lente progresiva, el astigmatismo no deseado aumenta con la adición. La PU tiene una adición efectiva y, como consecuencia, el astigmatismo será mayor. Las valoraciones obtenidas en los dos tipos de potencia se muestran en la Figura 3.14.

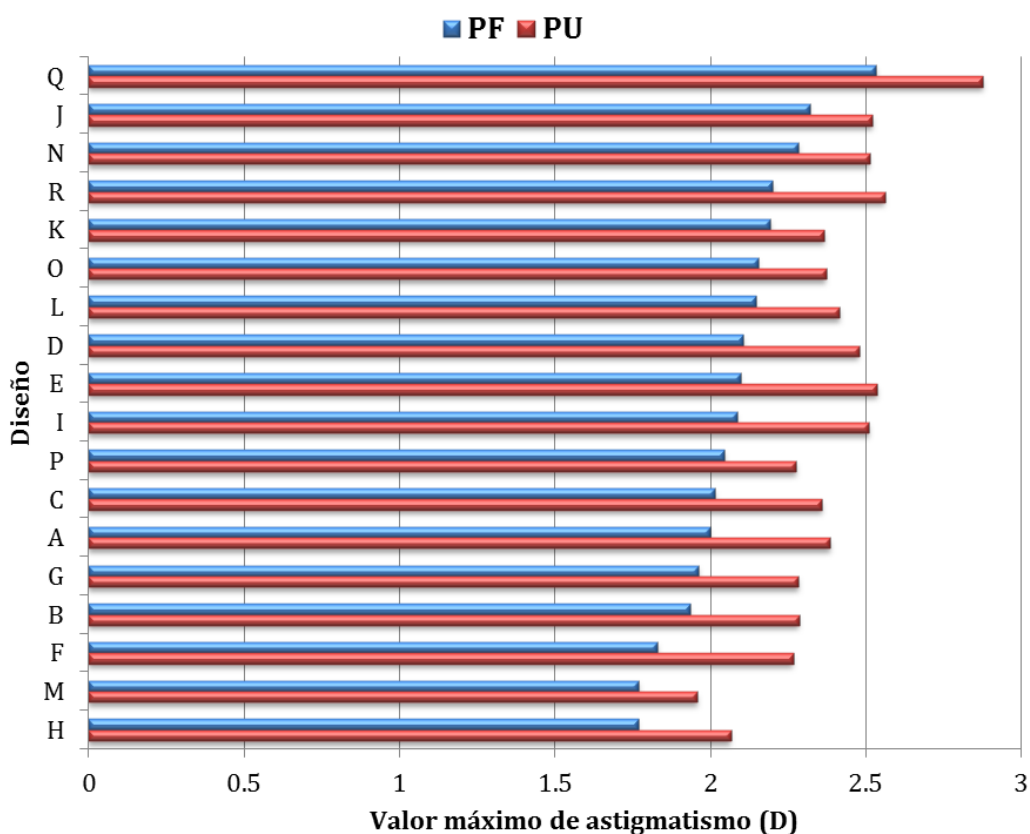


Figura 3.14 Máximo valor de astigmatismo medido. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

Observamos que las diferencias de valor entre los diseños es poca debido a las restricciones geométricas que aparecen al generar la progresión. Una vez más, el orden de los diseños resultante dependerá de qué tipo de mapa de referencia, PF o PU, se utilice para realizar la clasificación de las lentes.

### 3.5 Representación multiparamétrica

Para facilitar la comparación de los resultados, en esta sección proponemos un método gráfico con el que poder presentar cuatro parámetros de la lente al mismo tiempo. Se trata de una *representación multiparamétrica* que consiste en un gráfico de burbujas en el que cada burbuja representa una LPP. Las coordenadas X e Y del centro de la burbuja representan las anchuras o áreas de la región de cerca y de lejos respectivamente. El diámetro de la burbuja tiene un valor proporcional a la anchura o área del pasillo, visión de la zona intermedia. Finalmente, cada burbuja se rellena utilizando un color sólido que codifica el valor máximo del astigmatismo no deseado, de acuerdo con la barra de colores proporcionada junto con el gráfico.

En la Figura 3.15 se muestra este tipo de representación con los diseños multifocales más característicos. Una lente ocupacional tendría una región de cerca ancha a expensas de la región de lejos por lo que su burbuja estaría representada en una zona baja y desplazada hacia la derecha. Lo contrario podría ser válido para una LPP diseñada para la conducción puesto que su burbuja estaría representada en el cuadrante superior-izquierdo. Las lentes de pasillo corto estarán representadas por pequeñas burbujas, lo opuesto para lentes de largo pasillo. Un bifocal tipo Franklin tiene campos cercanos y lejanos muy amplios, pero ninguna región intermedia por lo que en este tipo de gráfica se mostraría como un punto en la esquina superior derecha. Burbujas grandes de color púrpura no puede estar situadas en el cuadrante superior-derecho debido a las limitaciones geométricas de las lentes progresivas.

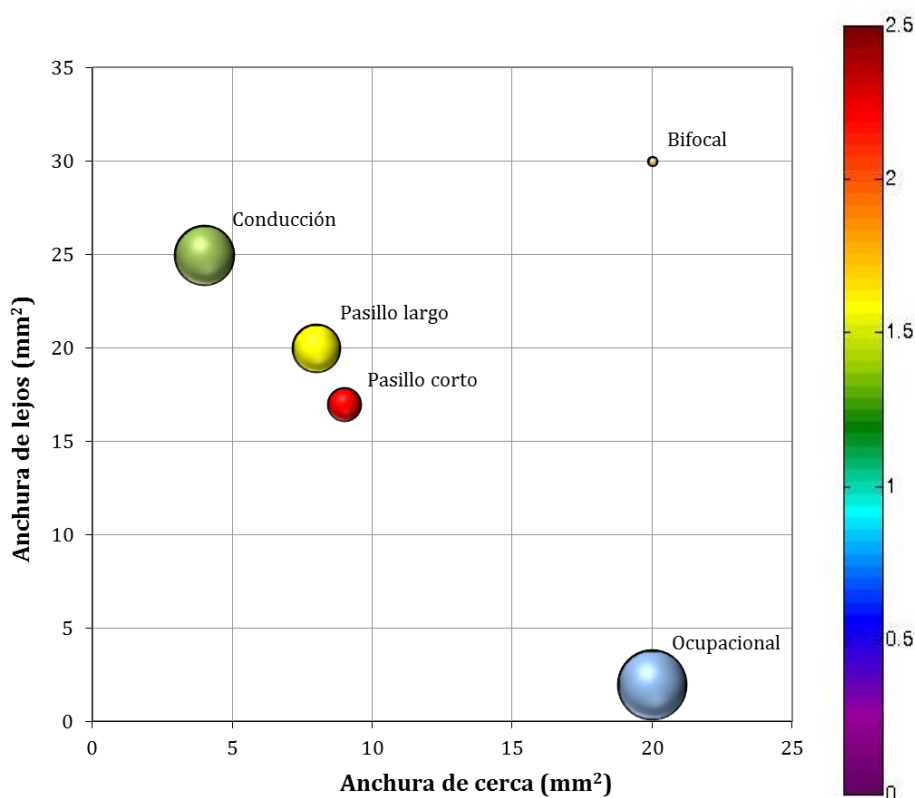


Figura 3.15 Representación multiparamétrica de burbujas de diferentes diseños genéricos.



En la Figura 3.16 y Figura 3.17 se recogen los valores que hemos obtenido en las secciones anteriores. Las burbujas que se representan en la Figura 3.16a y Figura 3.17a muestran los valores medidos en los mapas de la PF. Las burbujas con los resultados medidos en los mapas de la PU se agrupan en la Figura 3.16b y Figura 3.17b.

Es importante señalar que un diseño que a priori parece ser potencialmente bueno para una tarea visual cuando se observa el gráfico de burbujas calculado con la PF, puede perder importancia cuando se comprueba la posición de su burbuja calculada con la PU.

En las representaciones multiparamétricas observamos un desplazamiento horizontal de los diseños A, H, G e I cuando comparamos sus burbujas en los mapas de la PF frente a los mapas de la PU. Sus anchuras y áreas medidas en la zona de cerca aumentan al ser evaluadas en PU porque fueron optimizadas teniendo en cuenta como referencia la posición de uso de la lente. Sus valores en visión de lejos no se ven modificados debido a que la pupila en estos diseños está posicionada en la zona alta del pasillo y están limitados por el astigmatismo lateral inducido. El caso opuesto encontramos, por ejemplo, en el diseño F que se clasifica entre los mejores en la representación de la PF pero pierde posiciones en la clasificación de la PU.

La representación multiparamétrica de burbujas de LPPs puede guiar al óptico a la selección adecuada de un diseño de LPP en función de las necesidades del usuario. Por ejemplo:

- Si un usuario que necesita una lente para actividades en el interior, por lo general debería seleccionarse un diseño que se encuentre en el cuadrante inferior derecho y con una burbuja tan grande como sea posible.
- Un usuario que necesita mucha anchura en la visión de lejos y de cerca, pero no tiene necesidades especiales para tareas intermedias, necesitará un diseño situado en el cuadrante superior derecho. Una lente como esa debe ser pequeña y de color rojo oscuro. Esas características son las que corresponden a un diseño duro.
- Si las necesidades visuales del usuario son más exigentes en las distancias lejanas e intermedias (conducción, al aire libre), se deben seleccionar los diseños que se encuentran altos en el eje Y y tienen un diámetro de burbuja grande.
- En caso de que tengamos un conjunto de diseños muy próximos en la misma región del gráfico XY, los factores a inclinarse hacia uno u otro serán el diámetro de la burbuja (para los usuarios con problemas de visión intermedio se deben seleccionar diámetros más grandes) y el color (púrpura-lila beneficiará a los usuarios inexpertos).

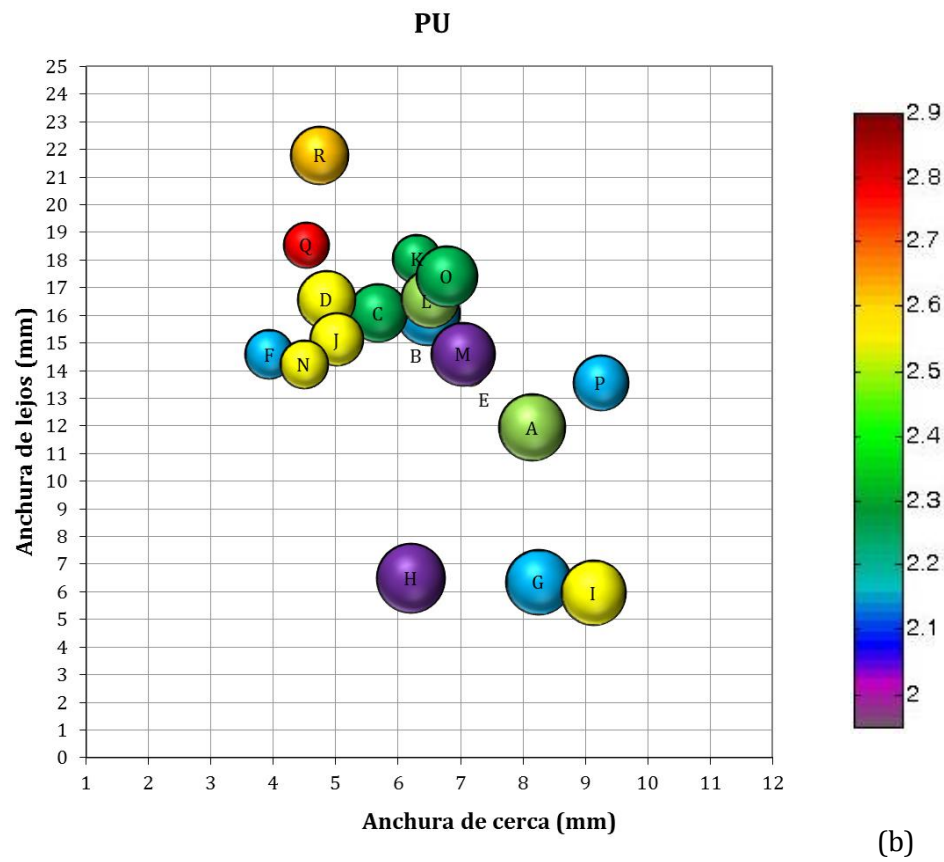
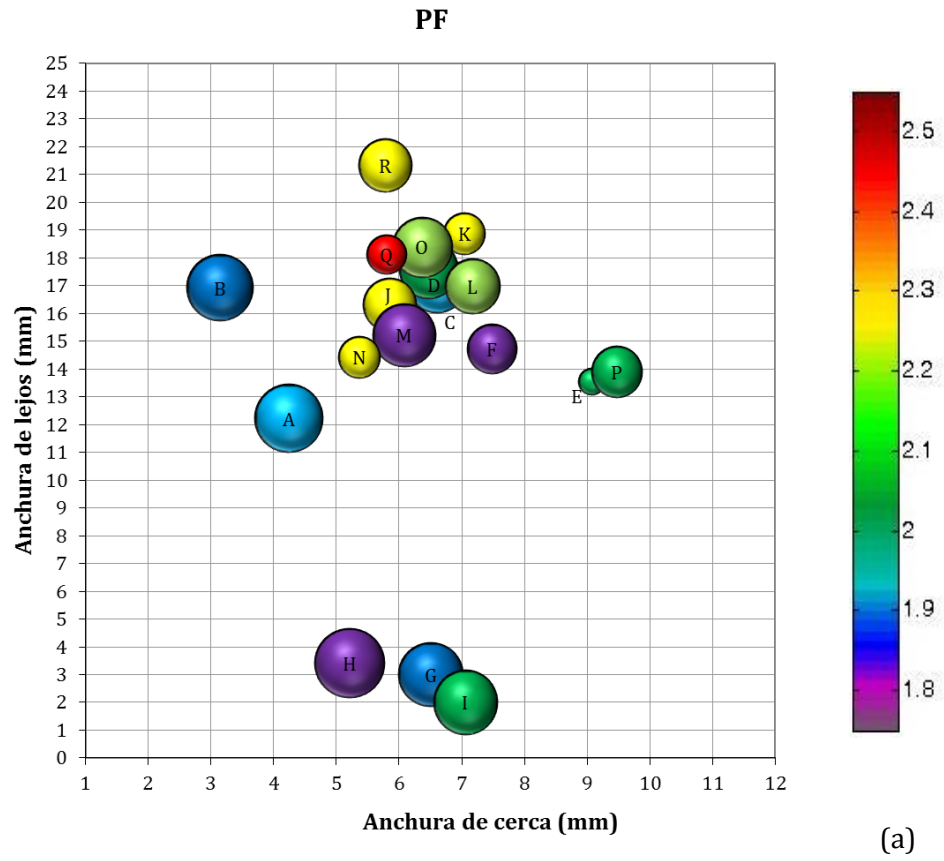


Figura 3.16 Representación multiparamétrica de las anchuras medidas. (a) Valores obtenidos en los mapas de la PF. (b) Valores obtenidos en los mapas de la PU.

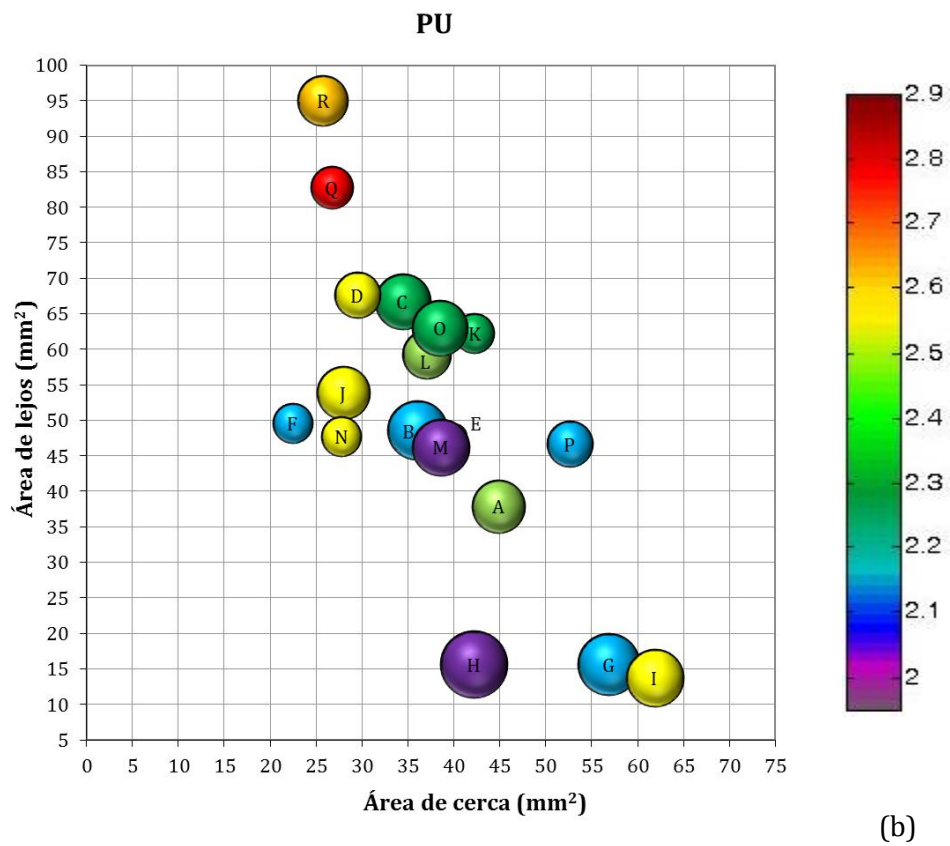
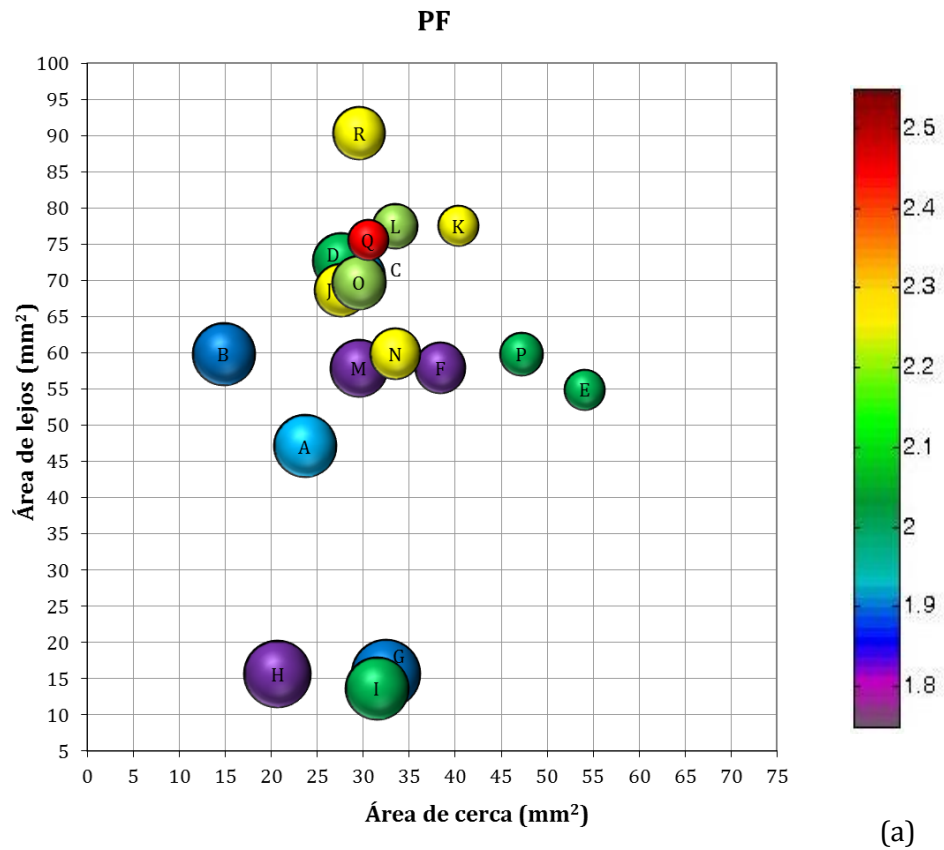


Figura 3.17 Representación multiparamétrica de las áreas medidas. (a) Valores obtenidos en los mapas de la PF. (b) Valores obtenidos en los mapas de la PU.

## 3.6 Conclusiones

Cuando el usuario de una lente oftálmica mira a través de un punto en su superficie posterior, la potencia percibida no coincide, en general, con la potencia medida en el mismo punto con un frontofocómetro o con un mapeador de lentes. Utilizando el trazado de rayos exacto a través de superficies progresivas de 18 LPPs comerciales se ha demostrado que estas diferencias afectan en gran medida al conjunto de puntuaciones de las LPPs tal y como fueron definidas por Sheedy. Otras clasificaciones que pudiesen plantearse estarían igualmente afectadas por la definición de potencia que se utilice para calcularlas.

Se han observado algunas tendencias generales como que los mapas de la PF suelen dar un valor de adición más pequeño, o la misma adición en las posiciones más bajas a lo largo del perfil. Además, esto implica que el astigmatismo total tiende a ser más pequeño y más amplio el pasillo de la LPP. Esta tendencia general puede ser sustancialmente cambiada en función de la curva base, la prescripción y, principalmente, en la forma en que se ha optimizado la lente.

Cuando la lente se ha optimizado para compensar el astigmatismo oblicuo y el error de potencia, sus calificaciones van a mejorar si se clasifica con sus valores de la PU y serán peores si se clasifica con sus valores de la PF. Una de las principales conclusiones de este estudio es que no se pueden mezclar en el mismo análisis de calificación las lentes optimizadas para mejorar la PU y las lentes optimizadas para proporcionar buenos mapas de frontofocómetro, ya que las conclusiones de dicha clasificación estarían completamente desviadas.

Con la tecnología free form, como la superficie progresiva y la prescripción se generan al mismo tiempo, es posible introducir variaciones en la distribución de potencia del diseño a tallar teniendo en cuenta la posición real de uso para mantener los mismos campos de visión tal y como son percibidos por el usuario para cualquier curva base e inclinación de la montura.

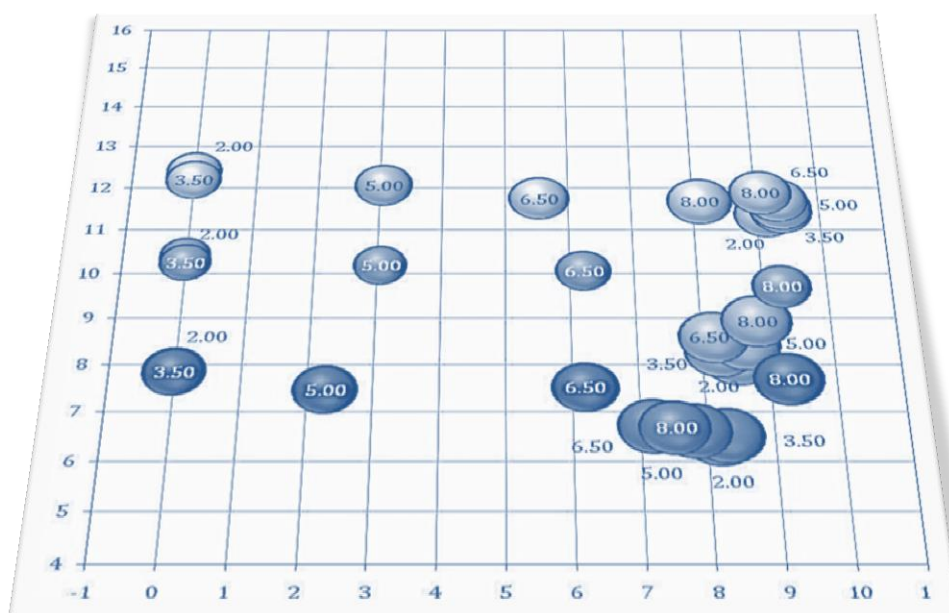
El rendimiento real de la lente no sólo depende de su mapa de la PF, sino también, y muy especialmente de la curva base y su posicionamiento delante del ojo. En otras palabras, el rendimiento de un cierto diseño no es una constante, sino que cambia de una lente a otra dependiendo si la lente está personalizada o no a la posición de uso.

Suponiendo que un estudio detallado de la distribución de potencia de una lente diese una idea de su comportamiento, sería más apropiado estudiar la distribución de potencia que es percibida en realidad por el usuario y no aquella que se mide en la lente con un mapeador estándar.

Cabe señalar que no se asegura que la puntuación de una lente de acuerdo con su PU sea la única herramienta para conocer de rendimiento de la lente. Algunas características del usuario como patrones oculomotores, experiencia previa llevando LPPs, capacidad de adaptación e incluso las expectativas de los usuarios, se combinan para dar el grado de satisfacción subjetiva.

# Capítulo 4

## Influencia de la curva base en el funcionamiento de las LPPs



## Capítulo 4

# Influencia de la curva base en el funcionamiento de las LPPs

### 4.1 Introducción

En el capítulo anterior hemos demostrado que la clasificación de las LPPs siguiendo las puntuaciones del test de Sheedy cambia significativamente si los mapas de potencia se calculan con la PF o si se calculan con la PU, tanto para lentes clásicas como para lentes personalizadas. También se ha observado que la puntuación es muy sensible a la curva base (potencia refractiva de la superficie frontal) con la que se fabrique la lente.

El objetivo de este capítulo es presentar un estudio más sistemático del efecto de la curva base en la puntuación de LPPs, teniendo en cuenta si la lente ha sido optimizada utilizando o no parámetros de personalización. Este análisis tiene importantes consecuencias prácticas para la prescripción de lentes, sobre todo si queremos comparar el rendimiento de los diseños clásicos y diseños personalizados. En la mayoría de las lentes clásicas, la superficie progresiva se localiza en la cara frontal y eso implica que, como se mantiene el índice de refracción, para conseguir la adición es necesario que aumente la curvatura en la región de cerca de la lente, por lo que se vuelve más convexa. Por el contrario, la superficie interna de una LPP de cara posterior tiene que ser más plana en la región de cerca, menos cóncava. Este aplanamiento afecta en gran medida al rendimiento de la lente y, por lo tanto, a su calificación cuando se calcula con los mapas de la PU. Este comportamiento ya fue descrito en el trabajo de Meister y Fisher (2008) [30, 31]. En este capítulo proporcionamos una verificación cuantitativa de este hecho evaluando diferentes LPPs mediante la técnica de puntuación de Sheedy.

La mayor diferencia entre la PF y el rendimiento real de la lente, PU, se debe a las aberraciones oblicuas. Es un hecho bien conocido que, para cada valor de prescripción, estas aberraciones pueden minimizarse mediante la selección de una curva de base óptima. Para superficies esféricas sin inclinación, la curva base óptima puede determinarse aproximadamente por medio de las elipses de Tscherning, pero hoy en día es posible evaluar la base óptima de forma más precisa mediante trazado exacto de rayos. En la Figura 4.1 se muestran las funciones que relacionan la curva base y la prescripción con el fin de eliminar ya sea el astigmatismo oblicuo o el error de potencia para lentes esféricas con índice de refracción 1.499, cuando se mira a través de un punto a 15 mm de distancia del centro óptico de la lente. De acuerdo con estas curvas, una lente de +2.00 D (la región de cerca de una LPP neutra con adición de +2.00 D) requeriría una curva base de 8.00 D para eliminar el astigmatismo oblicuo o 6.50 D para eliminar el error esférico. Debido a razones estéticas y prácticas (rango de fabricación y las limitaciones de la montura) las curvas base que se utilizan son muy poco curvadas y la mayoría de los fabricantes utilizan y recomiendan curvas base mucho más planas que las óptimas para

compensar dichas aberraciones. La consecuencia es que en las lentes con superficies localmente esféricas (diseños clásicos) las aberraciones oblicuas se hacen mayores y la diferencia entre la PF y la PU de lentes con curvas base demasiado planas se hace mayor.

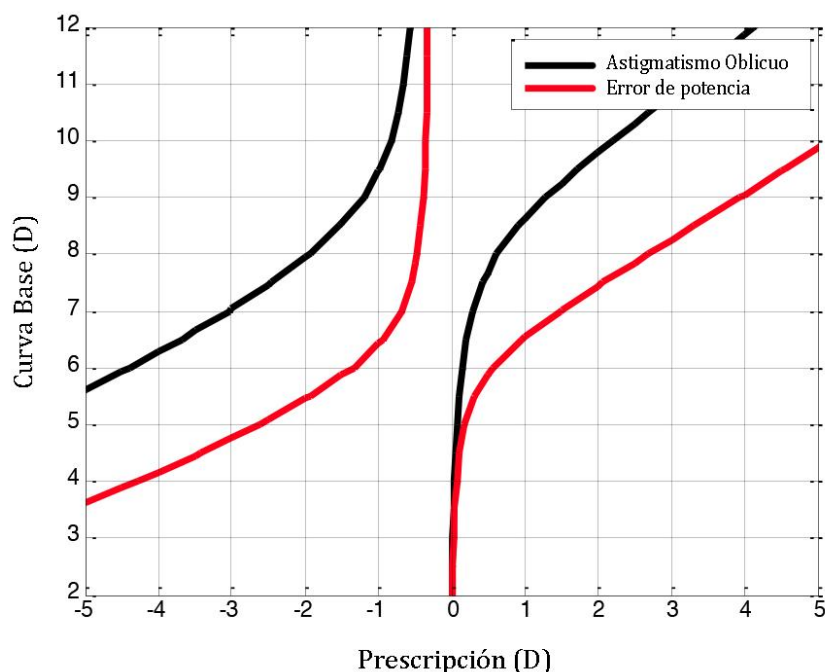


Figura 4.1 Curvas base que eliminan el error de potencia oblicua (líneas rojas) o el astigmatismo oblicuo (líneas negras).

Se ha llevado a cabo este estudio para cuantificar el efecto de esta diferencia en los campos de visión de LPPs. Los diseños personalizados están optimizados con respecto a la PU y, con el fin de proporcionar la potencia correcta, la superficie posterior se asferiza localmente durante el proceso de optimización. La cantidad correcta de asfericidad puede cancelar las aberraciones oblicuas [62].

Las lentes semiterminadas se fabrican utilizando una serie de moldes de vidrio con unas curvas base determinadas. La disponibilidad de la lente está limitada por el número de curvas base existentes para cada combinación de producto, material y potencia. Cada curva base se diseña para un amplio rango de prescripciones (esfera, cilindro y adición) por lo que la agudeza visual y el campo de visión pueden verse afectados negativamente por efecto de las aberraciones en aquellas prescripciones que se encuentran en los límites de estos rangos.

Cuando se fabrican lentes free form se incluye un nuevo grado de libertad que no existe con las lentes convencionales, la curva base. Utilizando un software de optimización avanzado, una lente free form puede ser fabricada en un mayor rango de curvas base manteniendo una buena calidad óptica. Se pueden utilizar bases más planas por razones estéticas o bien seleccionar curvas base mayores para mejorar la calidad óptica.

La selección de la curva base es una elección que habitualmente hace el laboratorio. En el caso de las LPPs free form de cara posterior es importante tener en cuenta que la curva base será algo mayor que en los progresivos de cara frontal si se quiere mantener la

misma calidad óptica en la zona de cerca, como ya explicamos en apartados anteriores. Este efecto es más pronunciado en el caso de las lentes positivas con altas adiciones. Suponiendo que se selecciona una curva base demasiado plana puede producirse el caso de generar una zona de cerca ligeramente biconvexa que comprometa la calidad óptica en esa región.

## 4.2 Metodología

Para este estudio hemos creado seis diseños de lentes progresivas diferentes de cara posterior. Éstos se diferencian ligeramente en el perfil de progresión y la distribución de potencia objetivo que se establecen en el proceso de optimización. Como resultado, las anchuras de las regiones de cerca y lejos que se consiguen después de la optimización también serán ligeramente diferentes. Asimismo existen algunas pequeñas diferencias en la longitud del pasillo (definido para el propósito de este estudio como la distancia vertical desde el 10% al 90% de la adición) entre los diferentes diseños, así como pequeñas diferencias en la distancia vertical de la cruz de montaje al 10% de la adición. Sin embargo, el perfil de potencia a lo largo de la línea umbilical lo hemos establecido de modo que la altura de montaje mínima sea de 18 mm para todos los diseños, lo que significa que todos los diseños requieren la misma cantidad de rotación del ojo para obtener el 90 ó 95% de la adición. En cualquier caso, la variabilidad entre los seis diseños es lo suficientemente pequeña para que todos puedan ser considerados como lentes de propósito general.

Las características particulares de cada diseño no son relevantes para este estudio ya que no pretendemos valorar qué diseño es mejor para una situación específica o cuál de ellos debe ser seleccionado para un paciente en particular. Por el contrario, el objetivo de este estudio es entender cómo la selección de la curva base puede afectar a la puntuación de la lente y eventualmente a su rendimiento. Para visualizar fácilmente las puntuaciones de las medidas Sheedy de los diseños que se han utilizado en este estudio volveremos a utilizar la representación multiparamétrica introducida en el capítulo anterior. En esta representación multiparamétrica, cada lente está representada por una burbuja de color en coordenadas XY. El eje X representa la medida de la región de cerca, el eje Y representa la medida de la región de lejos. El diámetro de la burbuja es proporcional a la medida de la región intermedia y su color codifica el valor máximo del astigmatismo. Hemos seleccionado tres tipos de diseños con anchuras de cerca similares (del orden de 10 mm), pero pequeñas diferencias en el pasillo entre ellos dan tres valores diferentes de las anchuras de lejos (del orden de 8 mm, 10 y 12).

Todas las lentes utilizadas en el estudio tienen la misma prescripción, neutro para la potencia de lejos y adición de +2.00 D. Los seis diseños han sido optimizados con un conjunto de 5 curvas base diferentes: 2.00 D, 3.50 D, 5.00 D, 6.50 D y 8.00 D. Las lentes no se han fabricado, sino que todo el análisis lo hemos llevado a cabo en los mapas de potencia calculados. De esta manera se evita cualquier error inherente al proceso de fabricación y la posterior medición de la lente.

De los 6 diseños creados para este estudio, 3 de ellos son personalizados y se han optimizado de tal manera que las anchuras de las regiones de cerca y lejos son los valores



objetivos tal y como los percibe el usuario (PU). En esta optimización las inclinaciones pantoscópica y facial se han ajustado a cero y la distancia desde el vértice de la superficie posterior al centro de rotación del ojo se ha establecido en 27 mm. Estos diseños personalizados los hemos denominado prs1, prs2 y prs3. La potencia de referencia utilizada en la optimización de los otros tres diseños es la PF. Debido a esto, no hay parámetros de personalización que entren en juego en la optimización. Estos diseños clásicos los hemos llamado cls1, cls2 y cls3. El material utilizado para calcular todas las lentes fue CR-39, con índice de refracción 1.499. Aunque no fueron creados con exactamente los mismos mapas objetivo de potencia, los diseños personalizados y los clásicos se han emparejado de forma que muestran anchuras de campo similares.

Aplicamos el test de puntuación de Sheedy dos veces para cada una de las 30 lentes, en primer lugar usando los mapas de la PF y en segundo lugar usando los mapas de la PU. Los resultados de la anchura y el área de las regiones de lejos, intermedia y cerca, así como los valores máximos de cilindro se presentan para cada diseño de lente y cada curva base.

## 4.3 Resultados

### 4.3.1 Visión de lejos

Las medidas de la anchura de campo a la altura de la cruz de montaje utilizando los mismos umbrales de potencia que en el estudio anterior se agrupan por diseño en la Figura 4.2. Para cada diseño y cada curva base se proporcionan estas anchuras para ambos mapas, de la PF y de la PU. La anchura de la PF de los diseños clásicos no depende de la curva de base y sus valores son iguales en todos los casos. Las anchuras de la PU son también bastante constantes en los diseños cls2 y cls3. En el diseño cls1 las variaciones de la anchura de la PU a través de las diferentes curvas base son ligeramente mayores, pero se mantienen en valores con diferencias menores de 0.5 mm.

Las diferencias entre las anchuras de la PF y de la PU son relativamente pequeñas en la región de lejos porque la oblicuidad de los rayos refractados en esta zona es mínima y todas las lentes son neutras en la visión de lejos.

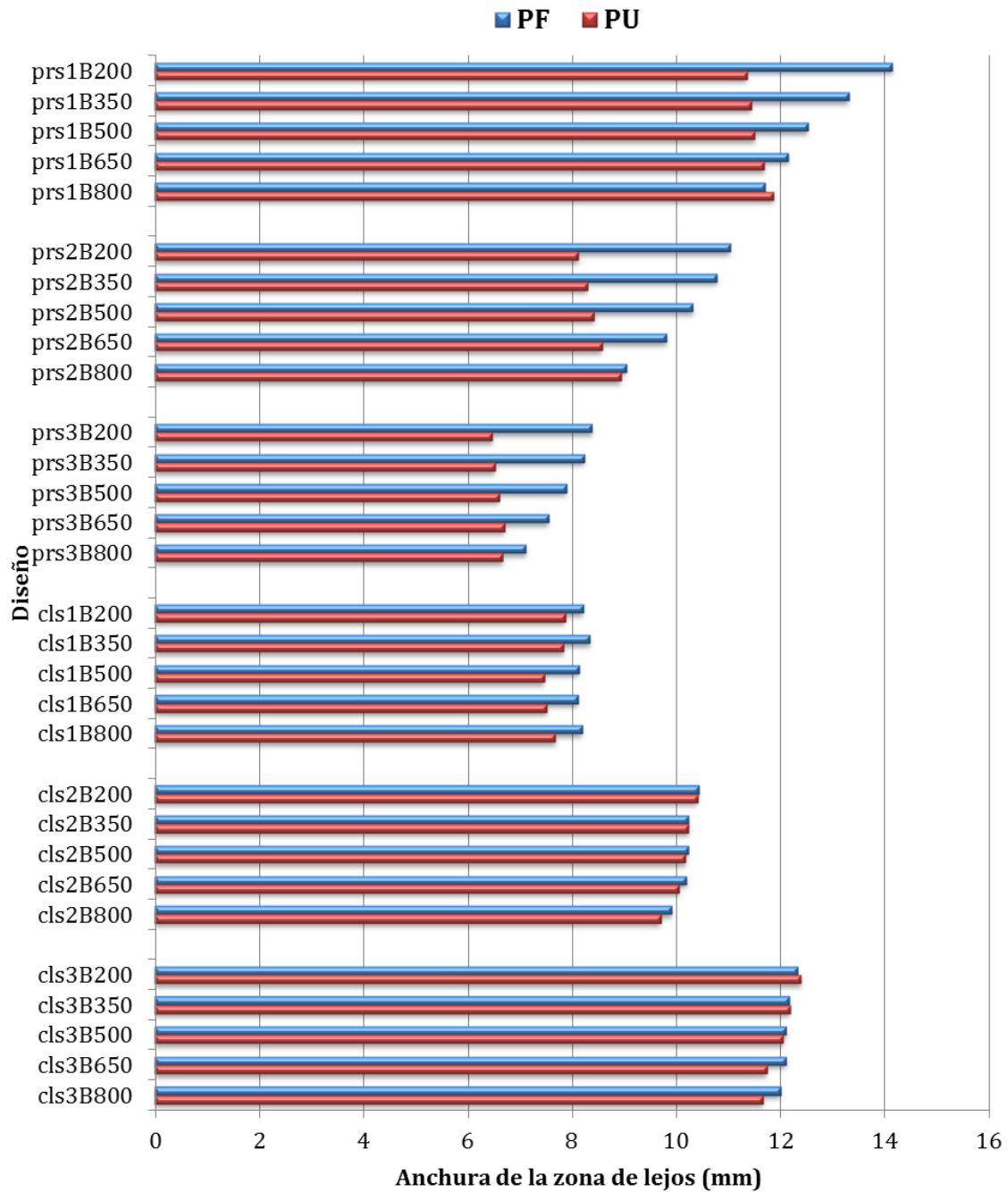


Figura 4.2 Anchuras medidas en la zona de visión de lejos a la altura de la cruz de montaje. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

Las medidas de las áreas en la zona de visión de lejos se muestran en la Figura 4.3. En esta región el comportamiento de los resultados es similar al observado en las anchuras. Las mayores diferencias entre los valores de la PU y la PF aparecen en los diseños personalizados con curvas base más planas. Las áreas medidas sobre el mapa de la PF aumentan a medida que la base se va haciendo más plana mientras que sus medidas en el mapa de PU se mantienen constantes.

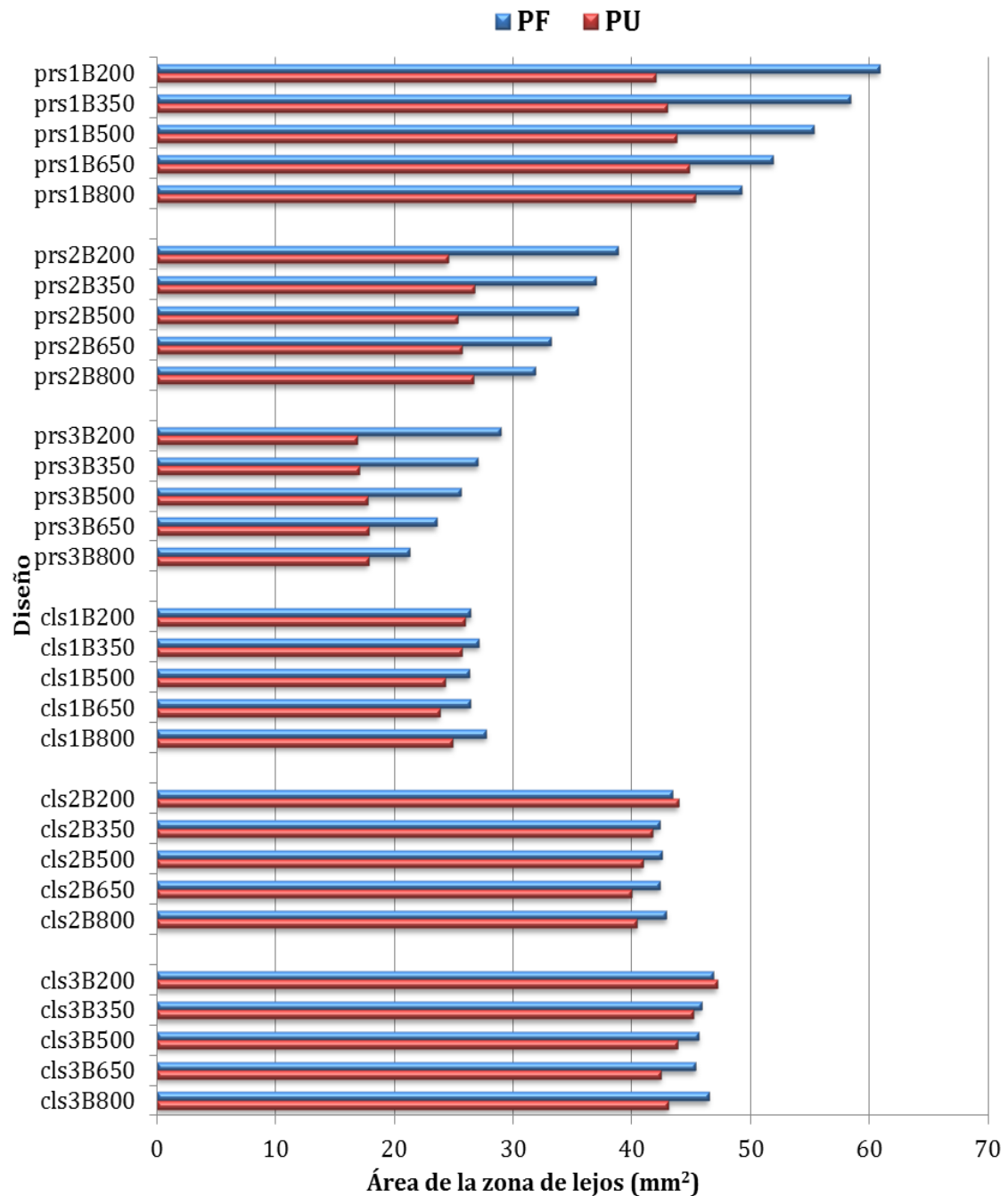


Figura 4.3 Áreas medidas en la zona de visión de lejos. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

#### 4.3.2 Visión intermedia

La anchura y el área de la zona intermedia se representan en la Figura 4.4 y Figura 4.5 respectivamente. En esta zona de la lente el tamaño de la PF (anchura y área) de los diseños clásicos no depende de la curva de base; sin embargo, su tamaño en el mapa de la PU cambia y se hace más pequeño a medida que la lente se hace más plana.

Una vez más, los diseños personalizados tienen un comportamiento inverso. Su tamaño en el mapa de la PU es independiente de la curva base, pero el tamaño en la PF aumenta a medida que la lente tiene una superficie frontal más plana.

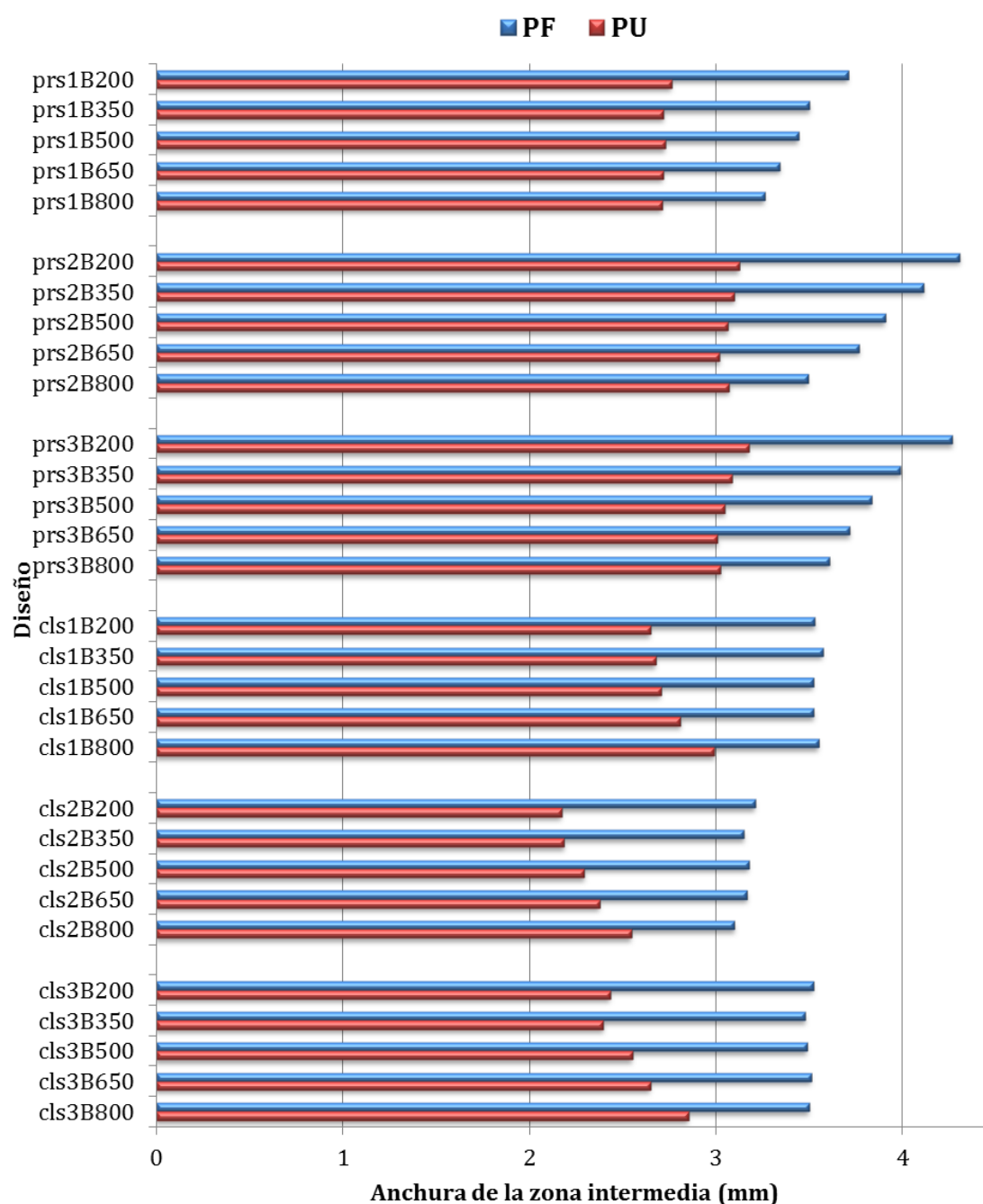


Figura 4.4 Anchuras medidas en la zona de visión intermedia. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

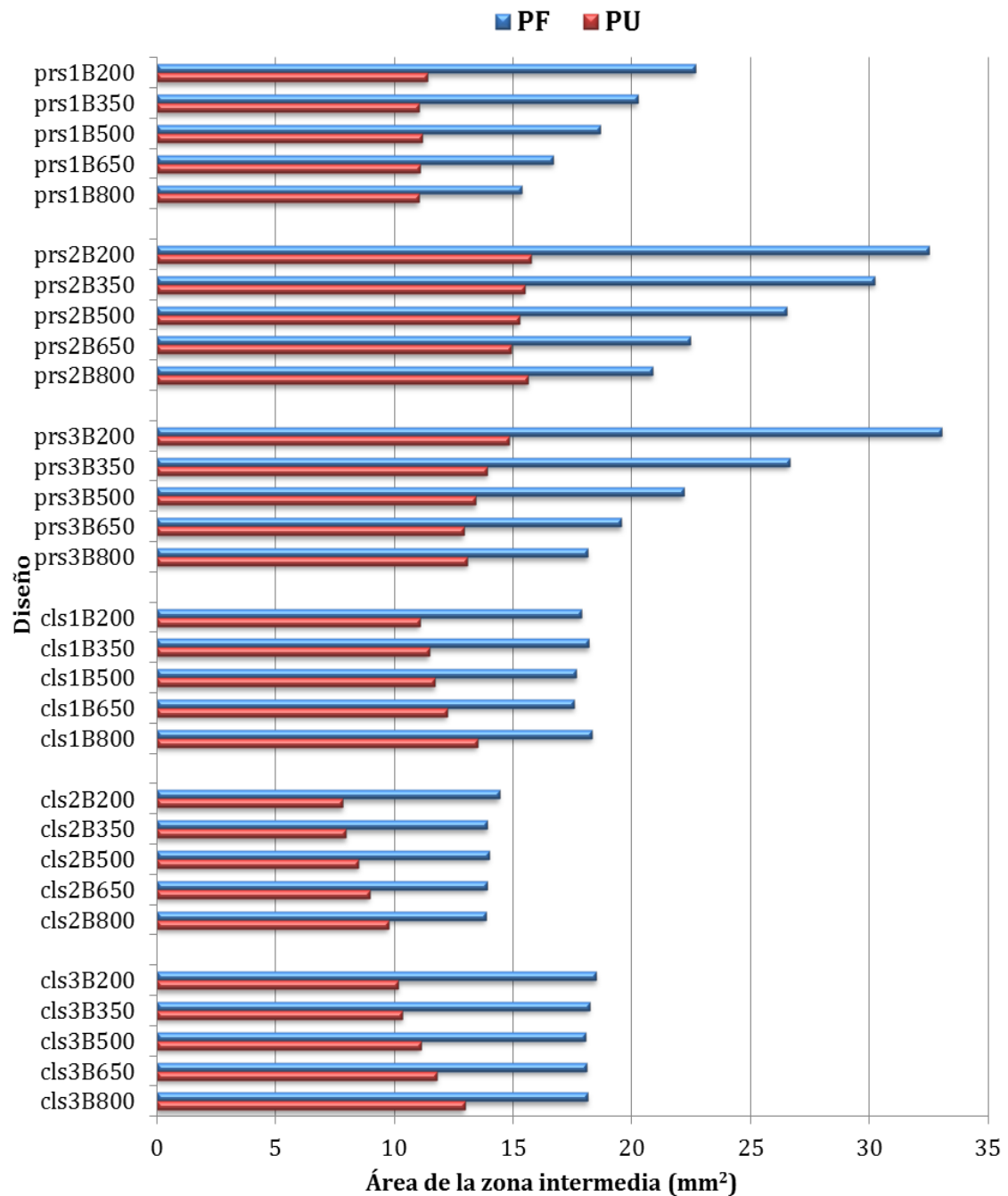


Figura 4.5 Áreas medidas en la zona de visión intermedia. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

Observamos otro hecho interesante acerca de la PU de cualquier diseño de LPP. La anchura y el área percibidas en la zona intermedia son siempre menores que la anchura y el área medidos con un frontofocómetro. Esto es debido a que la adición de la PU también es mayor que la adición de la PF. El teorema de Minkwitz [19, 63] determina que a igual longitud de progresión, la anchura del pasillo será menor cuanto mayor sea la adición.

Puesto que tanto la anchura como el área de la PU de la región intermedia en los diseños clásicos es dependiente de la base, observando los resultados podemos sugerir

que las curvas base más curvadas deben ser utilizadas para mejorar los campos de visión intermedia con este tipo de lentes. Esta indicación se opone a la preocupación estética típica que tiende a la selección de curvas base más planas. En este sentido, el uso de lentes personalizadas asegura la misma área en la visión intermedia independientemente de la curva base seleccionada.

### 4.3.3 Visión de cerca

La región de cerca tenemos que evaluarla a diferentes distancias de la cruz de montaje con el fin de caracterizar completamente el comportamiento de la lente. Las anchuras y áreas han sido medidas a las mismas distancias de la cruz de montaje que en el capítulo anterior siguiendo el patrón de Sheedy.

Aunque todos los diseños tenían una altura de montaje mínima recomendada de 18 mm, las medidas a diferentes alturas proporcionan una idea más general de la funcionalidad de la región de cerca del diseño y de la rapidez con que se alcanza la adición cuando el usuario mira hacia abajo.

La dependencia de las anchuras con la distancia a la cruz de montaje se presenta en la Figura 4.6. Nuevamente, en la región de cerca es donde se van a encontrar mayores diferencias entre la PF y la PU, así como las grandes variaciones en el rendimiento de los diseños clásicos y personalizados. Las anchuras de la PU de las lentes clásicas varían considerablemente con la curva base, al igual que ocurre en la anchura de la PF de lentes personalizadas. Por el otro lado, las anchuras de la PU de las lentes personalizadas son independientes de la curva base, lo mismo que las anchuras de la PF de las lentes clásicas. La tendencia general es que cuanto más plana sea la curva base, menor será la anchura de la región de cerca. Incluso puede darse el hecho de desaparecer la región de cerca (de acuerdo con los umbrales de Sheedy) para las curvas base más planas. Esto se debe principalmente a los altos valores de astigmatismo oblicuo percibidos por el usuario que están presentes en la región de cerca de las lentes clásicas más planas. Por otro lado, las lentes personalizadas tienen que ser esféricas en esta región para compensar este astigmatismo, y la consecuencia es que su PF se distorsiona con altos valores de astigmatismo que limitan e incluso hacen que la región útil de cerca desaparezca.

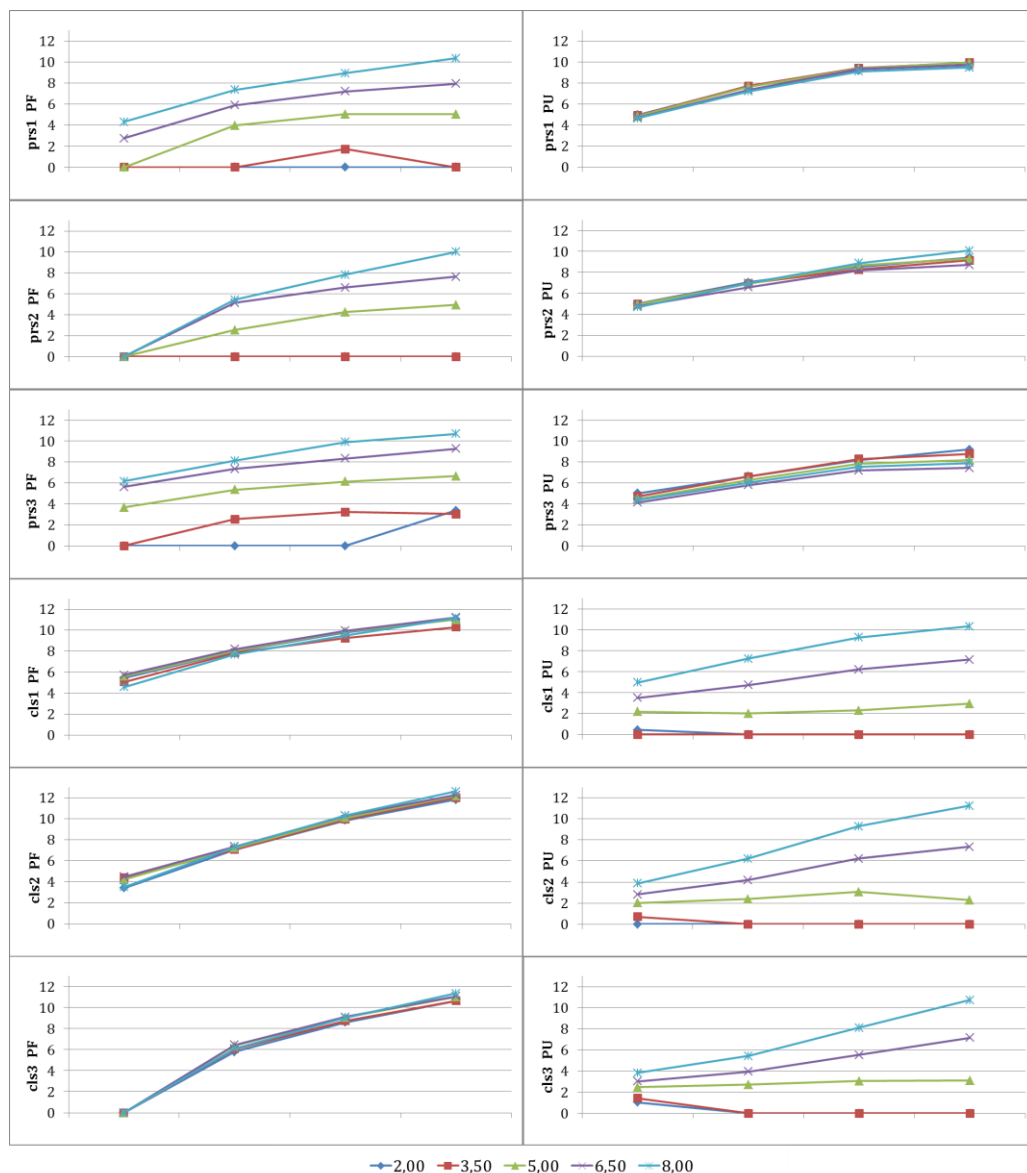


Figura 4.6 Anchuras (en mm) medidas en la zona de visión de cerca a 14, 16, 18 y 20 mm por debajo de la cruz de montaje para las 5 curvas base utilizadas. A la izquierda se muestran las medidas de la PF de cada diseño y a la derecha las medidas correspondientes de la PU.

Los mismos gráficos de barras que hemos utilizado para las regiones de lejos e intermedia se presentan en la Figura 4.7 para la anchura de la región de cerca en el punto de altura mínima de montaje (18 mm por debajo de la cruz de montaje).

Como podemos ver en las medidas de las anchuras en la zona de cerca, la mayor similitud entre las zonas de visión clara medidas en los mapas de la PF y los mapas de la PU se producen para las curvas base más curvadas. Este efecto es similar en los diseños clásicos y en los diseños personalizados demostrando que un diseño clásico tendrá un mejor rendimiento si para su fabricación seleccionamos una curva base más pronunciada.

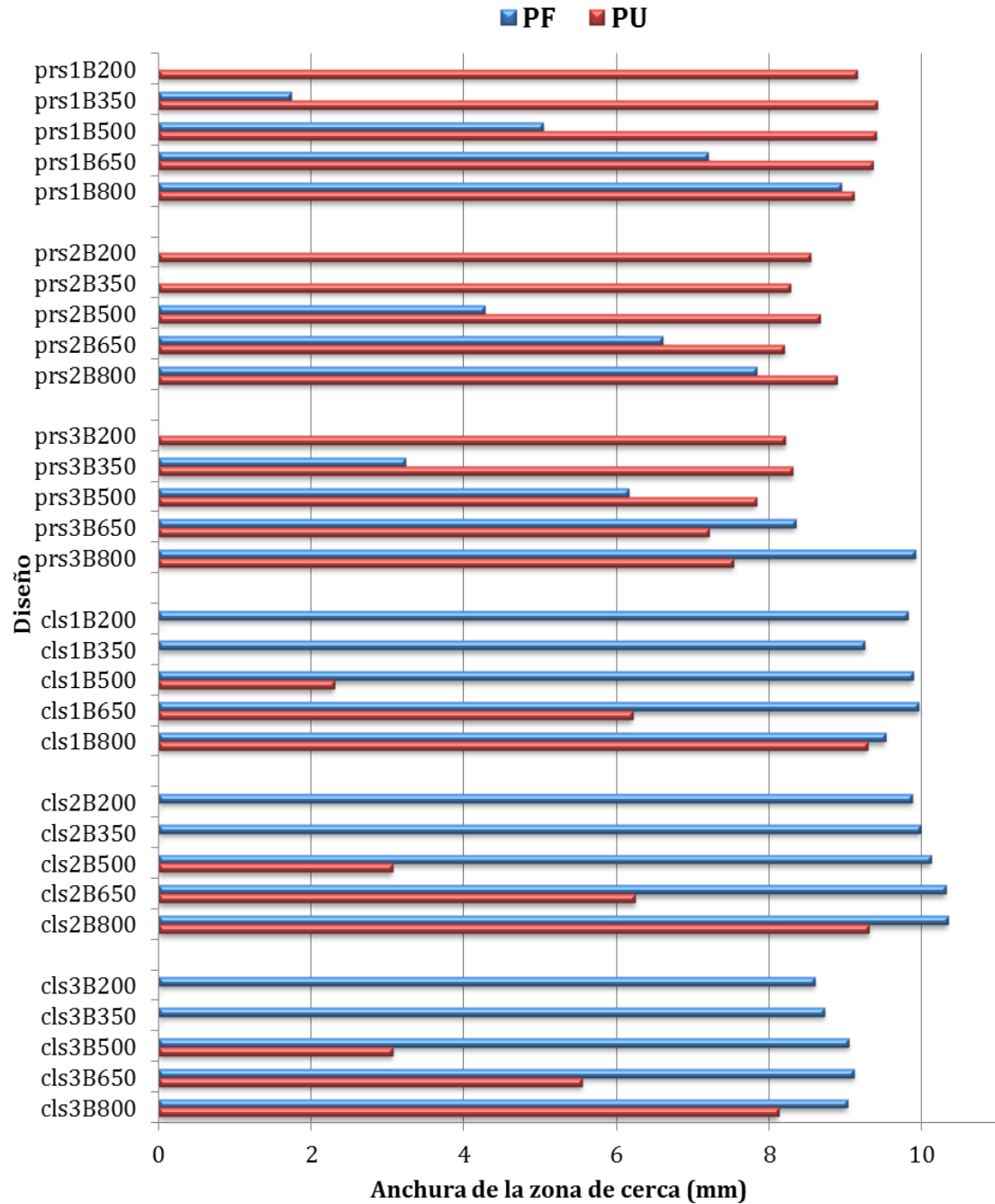


Figura 4.7 Anchuras medidas en la zona de visión de cerca a 18 mm por debajo de la cruz de montaje. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

De manera similar a las medidas de las anchuras, los valores de las áreas a 16.5, 18.5 y 20.5 mm por debajo de la cruz de montaje se muestran en la Figura 4.8. Observamos que existe una estabilidad de los resultados en los diseños personalizados en sus valores de la PU cuando se utilizan diferentes curvas base. Como las áreas de los diseños clásicos medidas en los mapas de la PF permanecen inalteradas se demuestra que son independientes de la curva base.



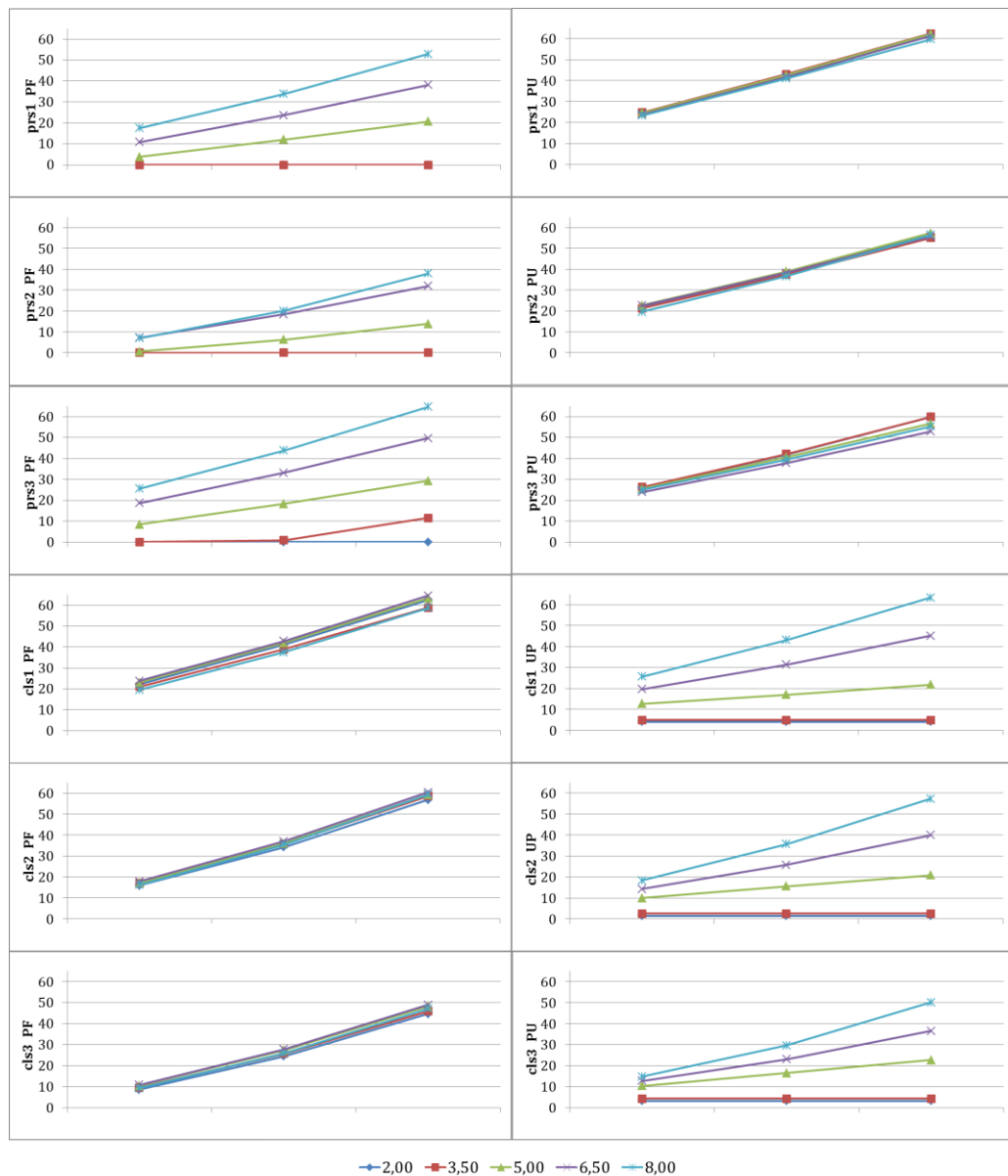


Figura 4.8 Áreas (en mm<sup>2</sup>) medidas en la zona de visión de cerca a 16.5, 18.5 y 20.5 mm por debajo de la cruz de montaje para las 5 curvas base utilizadas. A la izquierda se muestran las medidas de la PF de cada diseño y a la derecha las medidas correspondientes de la PU.

En la Figura 4.9 se agrupan por diseño los resultados de las áreas medidas a 18.5 mm de la cruz de montaje. En esta zona las diferencias entre la PU y la PF son mucho mayores porque con curvas base muy planas, los diseños personalizados casi no tienen área útil medida sobre la PF. Esto se debe a que es necesario asferizar la lente para compensar la planitud en esa zona y que el usuario mantenga la misma área percibida. El efecto contrario aparece en los diseños clásicos, su área en la PU para las bases más planas es mínima por el efecto de la oblicuidad de la luz al atravesar esta parte de la lente.

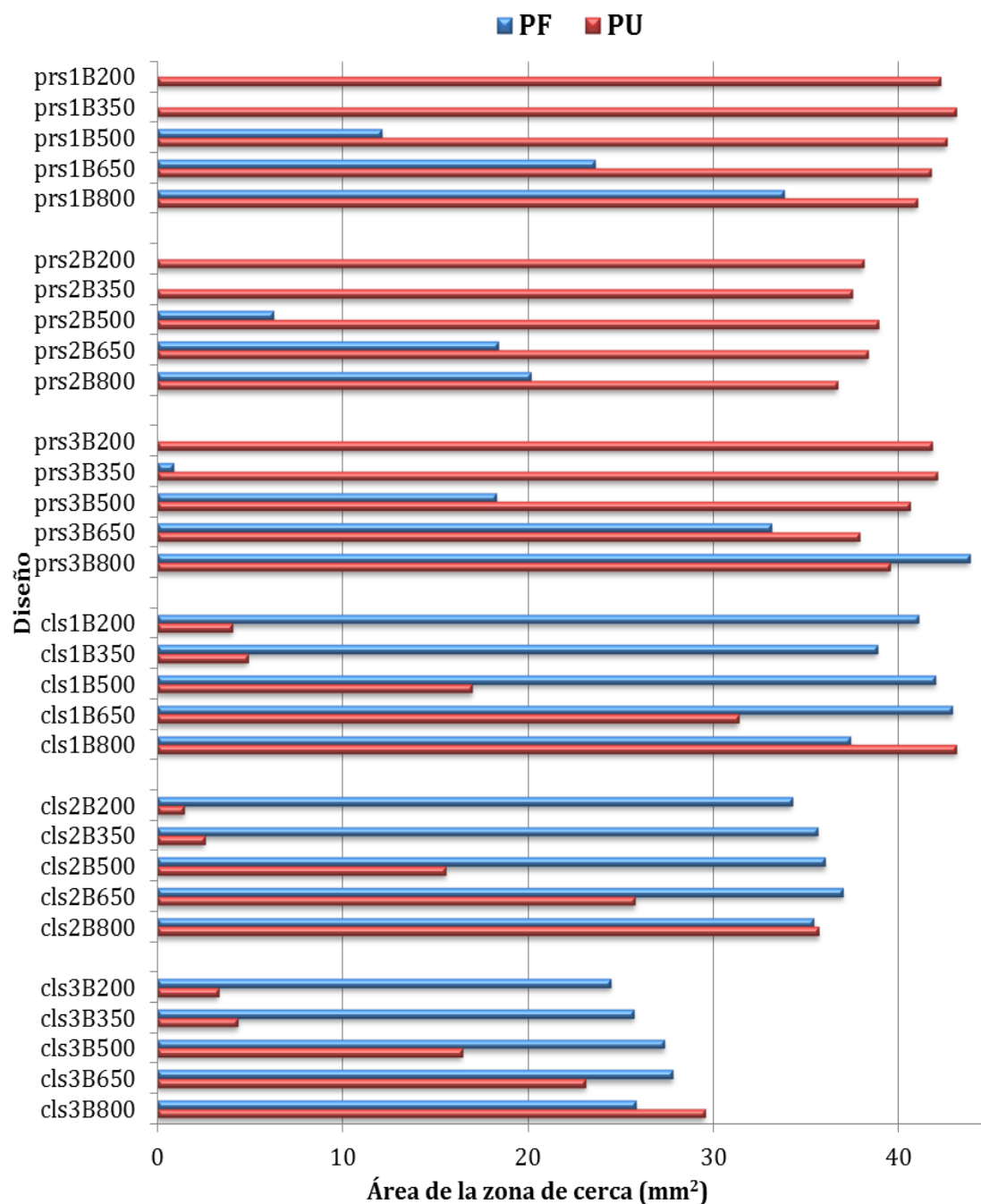


Figura 4.9 Áreas medidas en la zona de visión de cerca de 18.5 mm debajo de la cruz de montaje. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

#### 4.3.4 Máximo cilindro

El último parámetro que da información en el sistema de puntuación de Sheedy es el valor máximo de astigmatismo no deseado. Los valores máximos se alcanzan tanto en el lado nasal y como en el lado temporal del pasillo debido a la variación de curvatura en esta área de la lente. El comportamiento del astigmatismo relacionado con la curva base y el tipo de diseño se muestra en la Figura 4.10.

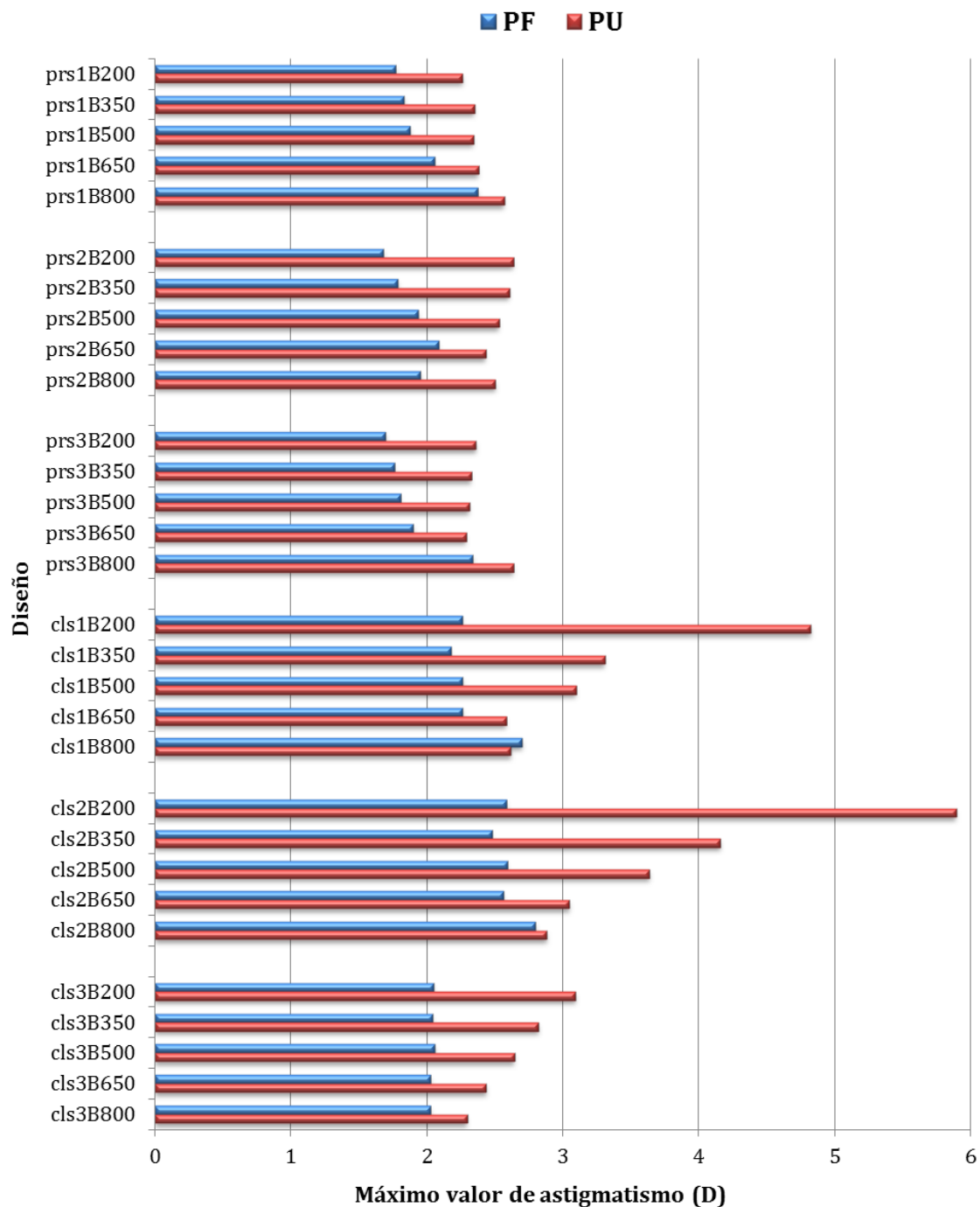


Figura 4.10 Máximo valor de astigmatismo medido. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

El valor máximo del cilindro no deseado se comporta de una manera similar a la anchura y el área de la región de cerca. Para las lentes clásicas, los valores de la PF se mantienen estables con respecto a la curva base, mientras que los valores de la PU disminuyen a medida que la curva base se hace más pronunciada. Una vez más, el rendimiento de las lentes clásicas mejora claramente con el uso de curvas base más curvadas.

Para lentes personalizadas observamos nuevamente la conducta opuesta, el valor de la PU del astigmatismo máximo no deseado se mantiene estable pero el valor de la PF aumenta a medida que la curva base se hace más pronunciada. Este comportamiento se correlaciona con la potencia de la adición proporcionada por cada diseño. En las lentes personalizadas, la potencia de la adición percibida por el usuario es estable e igual a la potencia de la adición nominal, pero su potencia de adición medida con frontofocómetro es inferior a la nominal. La diferencia entre la potencia medida y la potencia percibida es mayor a medida que la curva base se hace más plana. Los mecanismos que aumentan la potencia de la adición percibida por el usuario son el astigmatismo oblicuo y la distancia de vértice en la región próxima, no la variación de curvatura geométrica de la lente. La consecuencia es que una lente personalizada proporcionará la adición nominal con un aumento menor de la curvatura en su superficie progresiva que una lente clásica. Como el astigmatismo no deseado está estrechamente relacionado con el cambio en la curvatura geométrica, el valor de la PF del astigmatismo no deseado se reduce con la disminución de las curvas base en las lentes personalizadas. El mismo argumento explica el comportamiento opuesto que se encuentra en las lentes clásicas.

## 4.4 Representación multiparamétrica

El sistema de puntuación de Sheedy es un test que arroja resultados de varios parámetros. En un estudio como el presente en el que se analizan diferentes diseños de lentes con diferentes curvas base, es difícil visualizar conjuntamente las relaciones generales entre los parámetros del test y las características de la lente. Por esa razón, vamos a volver a utilizar la técnica de representación multiparamétrica que se utilizó en el capítulo anterior. En esta técnica, cada lente está representada por un burbuja.

En esta sección mostramos las anchuras y las áreas a diferentes alturas de la cruz de montaje, tal y como hizo Sheedy en sus publicaciones, utilizando la representación multiparamétrica de burbujas para observar que el área sigue el mismo patrón que la anchura en todos los casos.

En esta representación, las coordenadas cartesianas del centro de cada burbuja serán el tamaño de la región de lejos y de cerca de las lentes. En particular, el eje X representa o bien la anchura a 18 mm o el área a 18.5 mm de la región de cerca. El eje Y representa la anchura o el área de la región de lejos. El diámetro de la burbuja es proporcional a la anchura o el área de la región intermedia. Finalmente, el color de la burbuja puede ser utilizado para codificar cualquier otro parámetro. En las representaciones multiparamétricas mostradas en el capítulo anterior, el color se utilizó para codificar el valor máximo del astigmatismo no deseado. En este caso, vamos a utilizar el color para codificar el diseño de la lente.

Los resultados representados en las figuras anteriores se condensan en la gráficas multiparamétricas mostradas en la Figura 4.11 y la Figura 4.12. En la Figura 4.11 podemos ver el comportamiento de las anchuras de las tres regiones (lejos, intermedia y cerca) de todas las lentes analizadas computadas con los mapas de la PF (Figura 4.11a) y los mapas de la PU (Figura 4.11b).

Es evidente que las anchuras de los diseños clásicos son estables independientemente de la curva base cuando se utilizan los mapas de la PF (Figura 4.11a). Por el contrario, hay un claro desplazamiento de las anchuras de los diseños personalizados con respecto a la curva base. Este desplazamiento es mayor para la anchura de la región de cerca, debido a que tanto el efecto de las aberraciones oblicuas como la potencia local de la lente en la zona de cerca son también mayores. La anchura de la zona intermedia es menos dependiente de la curva base porque en la región intermedia el efecto de la aberración oblicua es menor y esta anchura está determinada principalmente por la adición y la longitud del pasillo, según lo establecido por la ley de Minkwitz.

Una vez más, el comportamiento de los diseños clásicos y personalizados se intercambia cuando las anchuras se miden en los mapas de la PU. En este caso, las anchuras son independientes de la base para diseños personalizados y presentan un desplazamiento sustancial en los diseños clásicos (Figura 4.11b).

El comportamiento de las áreas de las tres regiones de visión se muestra en la Figura 4.12a y la Figura 4.12b. La descripción anterior de la anchura es directamente aplicable al comportamiento de las medidas del área.

En este caso observamos cómo el tamaño de la zona intermedia es dependiente de la potencia que se utilice para valorar los diseños ya que el diámetro de las burbujas varía si se compara la PF (Figura 4.12a) con la PU (Figura 4.12b). Que las burbujas de un mismo diseño se condensan en una pequeña área de cada gráfica muestra la independencia de dicho diseño con respecto a la curva base para esa potencia a la que está siendo evaluada.

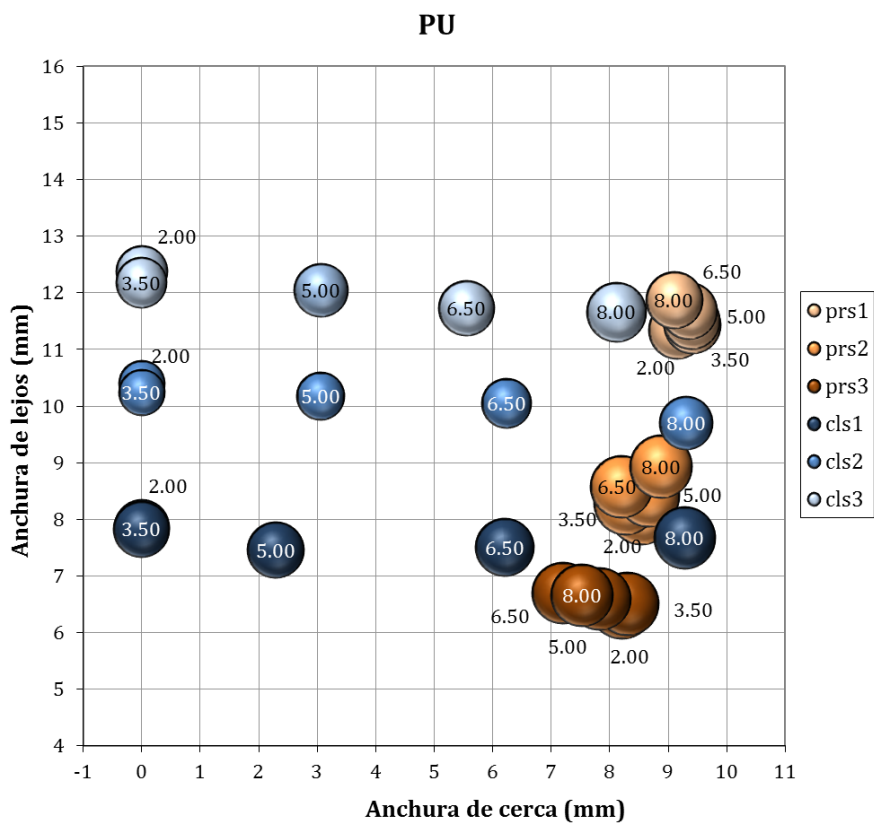
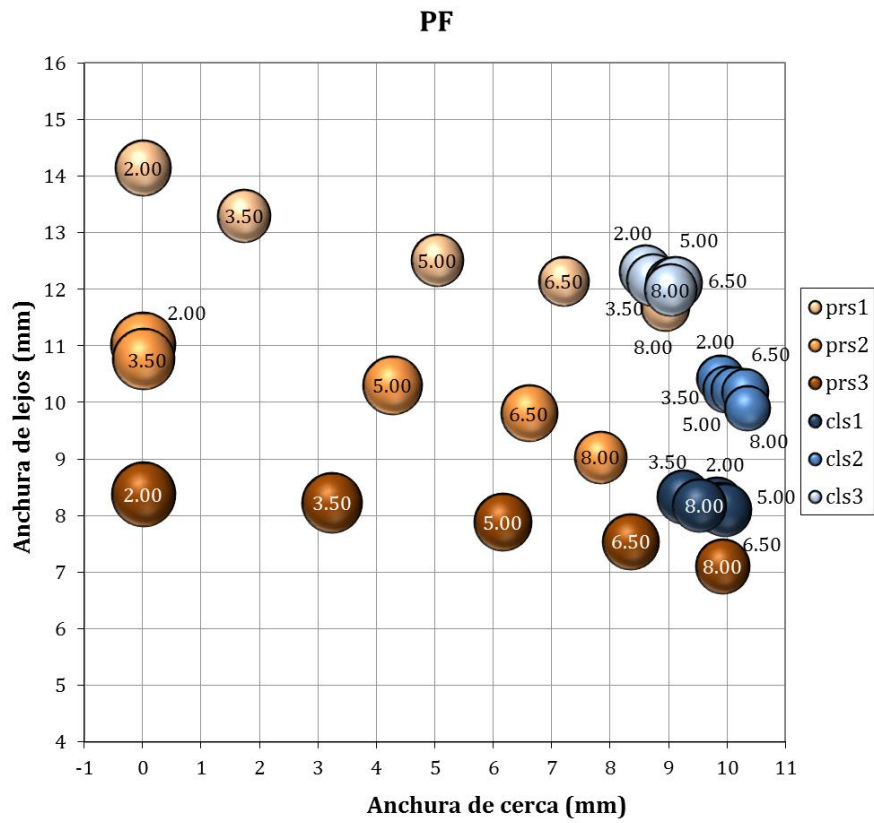


Figura 4.11 Representación multiparamétrica de las anchuras medidas. (a) Valores obtenidos en los mapas de la PF. (b) Valores obtenidos en los mapas de la PU.

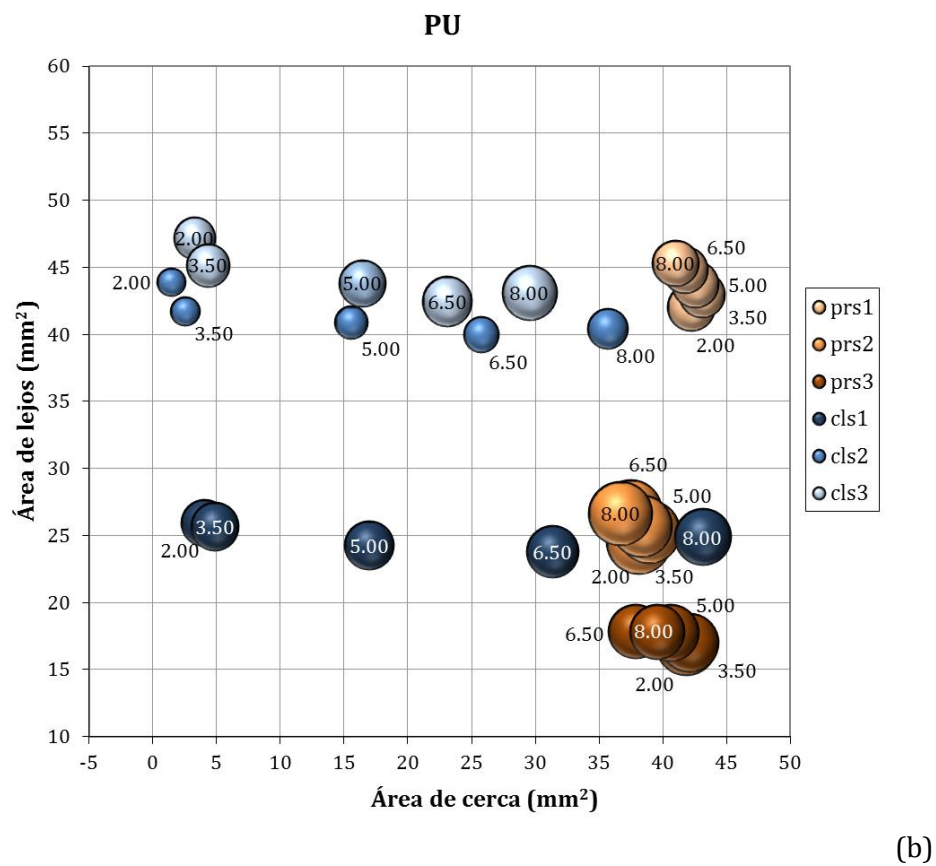
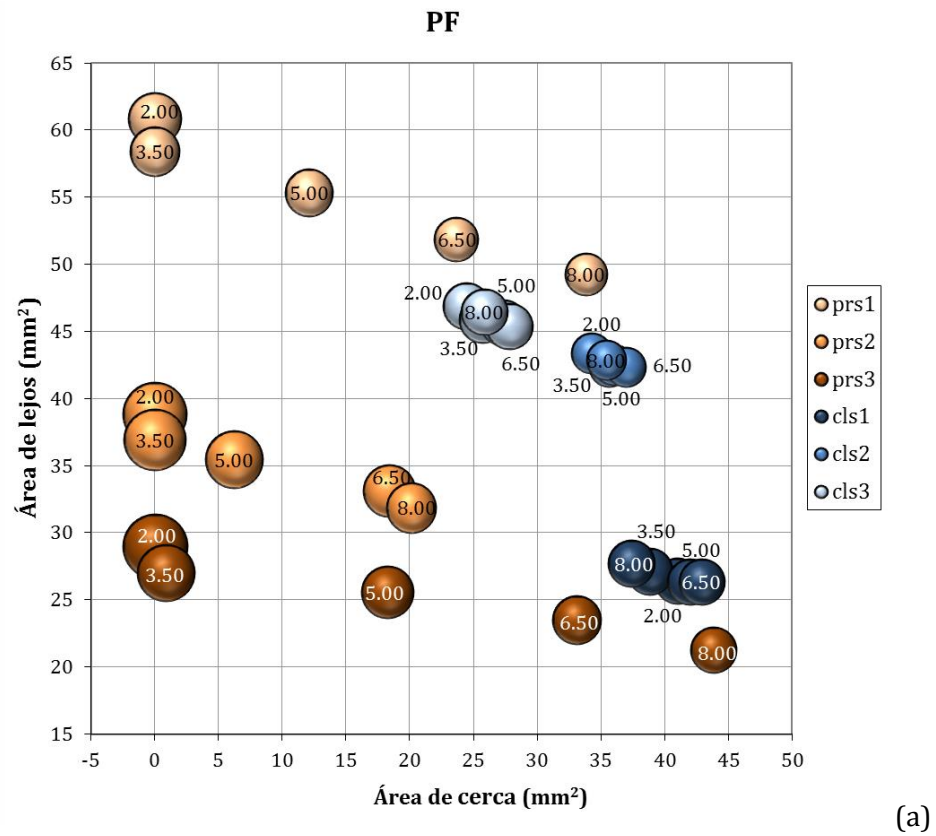


Figura 4.12 Representación multiparamétrica de las áreas medidas. (a) Valores obtenidos en los mapas de la PF. (b) Valores obtenidos en los mapas de la PU.

## 4.5 Conclusiones

En este capítulo hemos realizado una comparación entre las lentes progresivas clásicas optimizadas para proporcionar la potencia nominal cuando se miden con un frontofocómetro y las lentes optimizadas para proporcionar la potencia nominal en la posición de uso. Las lentes de este segundo grupo son tradicionalmente llamadas lentes personalizadas y actualmente sólo se pueden fabricar utilizando tecnología free form.

Para este estudio hemos seleccionado tres diseños de cada tipo (todos ellos de cara posterior), con puntuaciones similares en la prueba Sheedy cuando se evalúan de acuerdo con la forma en que han sido optimizados. Los seis diseños han sido calculados con cinco curvas base diferentes y sus puntuaciones de Sheedy se calcularon tanto para PF como para PU.

La conclusión principal de este capítulo es que el rendimiento de un diseño será muy dependiente de la curva base si se evalúa con un método diferente para medir la potencia del método utilizado para su optimización.

Para ilustrar esta idea, vamos a considerar los diseños cls2 y prs2 calculados con una curva base de 5.00 D, un valor típicamente utilizado para una lente neutra con adición de +2.00 D. Si evaluamos los dos diseños con su potencia de frontofocómetro, el diseño personalizado parece claramente peor, siendo sus coordenadas (4,10) en la representación multiparamétrica en comparación con las coordenadas (10,10) del diseño clásico. Parece que el diseño personalizado tiene un área de cerca bastante estrecha, mientras que el resto de sus características son similares. Si evaluamos los mapas de la PU de estas lentes, los resultados se invierten: las coordenadas del diseño personalizado son ahora (9,8) frente a (3,10) para el diseño clásico. Aunque la puntuación de la región de lejos del diseño personalizado se ha reducido ligeramente, su anchura de cerca coincide con el objetivo de diseño y esto se mantiene igual para todas las curvas base.

Los mapas de la PF no son una buena opción para puntuar LPPs porque no dan una información precisa acerca de su rendimiento real.

En la práctica, lo más importante es cómo se comporta un diseño una vez que éste está montado en su posición de uso. Como hemos demostrado, las lentes se pueden personalizar para tener un rendimiento similar independientemente de la elección de la curva base que se utilice para su optimización. Por lo tanto, las lentes personalizadas proporcionan un comportamiento estable (anchuras y áreas) para cualquier curva base dada.

Por otra parte, las lentes clásicas tienen un rendimiento diferente para cada una de las curvas base. Se ha comprobado que el uso de curvas base más curvadas puede mejorar el comportamiento (anchura y área) en las zonas intermedia y cerca. Las mayores diferencias se encuentran en la zona de cerca porque es donde hay mayor oblicuidad de los rayos y porque es el área de la lente con mayor potencia ya que las lentes se calcularon neutras para lejos y con una adición de +2.00 D.



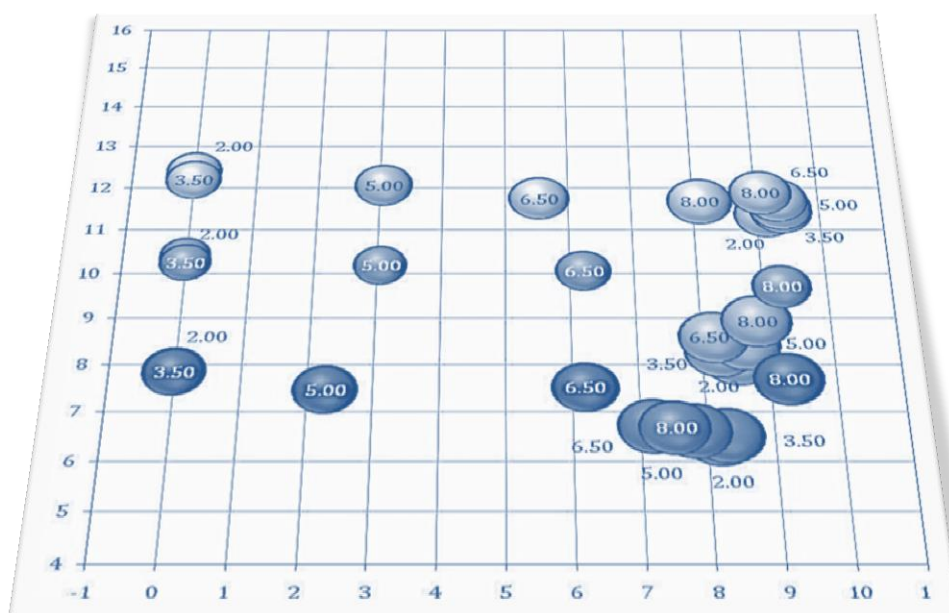
La selección de una curva base más pronunciada va en contra de la actual tendencia estética de optar por la curva base lo más plana posible. Cuando un paciente tiene problemas con la zona cerca podría ser que el error provenga de la curva base utilizada en la fabricación y no por el propio diseño en sí.

Debido a que las lentes personalizadas cambian su mapa de la PF en función de la curva base seleccionada (además de otros parámetros de personalización) es necesario el uso de un doble etiquetado con la potencia para su comprobación: el valor para conocer la receta nominal y el valor para comprobar la potencia esperada con un frontofocómetro.

Una de las contribuciones más importantes de este trabajo ha sido la introducción de la representación de los resultados en gráficos multiparamétricos sencillos. Se considera que la representación de múltiples parámetros puede ser una poderosa herramienta para visualizar los beneficios y características de las lentes progresivas. De manera similar a los bifocales, en el que uno o dos números clasifican el tamaño y la posición de la zona cerca, el test de Sheedy asigna 4 parámetros a cada lente progresiva. La representación multiparamétrica permite visualizar juntos estos cuatro parámetros, lo que hace más fácil la clasificación del diseño, la comparación con otros diseños o los efectos que pueden resultar de factores tales como el cambio de la curva de base.

# Capítulo 5

## Influencia del ángulo pantoscópico en el funcionamiento de las LPPs



## Capítulo 5

# Influencia del ángulo pantoscópico en el funcionamiento de las LPPs

### 5.1 Introducción

En los capítulos anteriores hemos mostrado cómo la fabricación y diseño de una lente tiene una importancia considerable en su desarrollo en cuanto a rendimiento visual se refiere. Las lentes clásicas se optimizan para un número limitado de curvas base que cubren un rango de potencias, mientras que gracias a la tecnología de fabricación free form y a un software complejo de optimización se pueden fabricar lentes optimizadas para cualquier rango de curvas base sin pérdida de calidad visual.

La selección del número de bases disponibles para cada diseño de LPP lo hace el fabricante de lentes y depende del índice de refracción, si la progresión se localiza en la cara frontal, en la cara posterior o en ambas, del rango de prescripciones y adiciones que quieran distribuirse, etc. Raramente es el óptico quien elige la curva base para una determinada prescripción.

Como el rango de curvas base del que puede hacer uso está limitado, el óptico tiene que obtener el máximo rendimiento de las lentes que le son suministradas. Para conseguirlo, una de las posibilidades es variar la posición de la lente una vez montada. Los parámetros que pueden modificarse son: el ángulo pantoscópico o inclinación vertical de la lente, el ángulo facial o inclinación horizontal de la lente y, por último, la distancia de vértice corneal o distancia de la superficie posterior de la lente al ápex corneal. La posibilidad de variar cada uno de estos parámetros dependerá de las características de la propia montura y de la morfología facial del usuario.

En este capítulo queremos comprobar el efecto que la inclinación pantoscópica de la lente en el comportamiento visual de una LPP. Para realizar este estudio se han seleccionado cuatro diseños de LPPs de los utilizados anteriormente, dos diseños clásicos y dos diseños personalizados. Se pretende evaluar:

- Si una lente personalizada mantiene un patrón de distribución de potencias similar para un rango de ángulos dados cuando se incluye la inclinación pantoscópica en el proceso de cálculo del software de optimización de su superficie.
- La dependencia de comportamiento de una lente clásica con su inclinación delante del ojo.

## 5.2 Metodología

Para realizar este estudio se han utilizado los mismos prototipos de diseños progresivos que se utilizaron en el capítulo anterior. En este caso, y pretendiendo acelerar y facilitar los cálculos y la visualización de los resultados, sólo se utilizaron dos diseños de cada categoría: los diseños clásicos cls1 y cls2 y los diseños personalizados prs1 y prs2. Como se ha explicado en apartados anteriores, los diseños clásicos no utilizan ningún parámetro de personalización en su optimización por lo que su distribución de potencia medida sobre la lente se mantiene invariable independientemente de la inclinación de la lente en su posición de uso.

Al igual que en los estudios que hemos realizado anteriormente, se van a utilizar los valores umbrales que marcó Sheedy en sus publicaciones para determinar las anchuras y áreas de cada lente progresiva en sus diferentes regiones así como el máximo cilindro.

De nuevo se han calculado los diseños para que tuviesen potencia neutra para la prescripción de lejos y una adición de +2.00 D con un índice de refracción de 1.499. Para su optimización se utilizó una curva base de 5.00 D que sería la recomendada para esta prescripción.

Con el fin de obtener un estudio completo del comportamiento visual de la lente con la variación del ángulo pantoscópico, hemos calculado los mapas de la PF y la PU para 5 ángulos diferentes: 0, 3, 6, 9 y 12 grados. Se ha aplicado el test de Sheedy para todos los diseños en cada una de las inclinaciones y tipo de potencia medida.

## 5.3 Resultados

### 5.3.1 Visión de lejos

A continuación se muestran los resultados de las medidas de las anchuras y las áreas tanto de los mapas de la PF como de los mapas de la PU para cada diseño e inclinación pantoscópica. En la Figura 5.1 se agrupan por diseño las medidas de las anchuras de la zona de lejos.

La optimización de un diseño clásico no admite el uso de ningún parámetro de porte como dato de entrada variable por lo que sus anchuras de la PF no dependen de la inclinación de la lente. Sin embargo, las anchuras percibidas por el usuario sí que son dependientes de la posición de la lente. Las anchuras de la PU para la lente cls1 son bastante constantes y las variaciones a medida que se va inclinando la lente son casi despreciables. Esto es debido a que este diseño tiene la cruz de montaje más profunda en el perfil de progresión y el factor limitante es el cilindro y en este caso prácticamente no sufre modificación debido a la falta de potencia en esta zona. En el caso de las anchuras de la PU para el diseño cls2 son muy dependientes del ángulo ya que la posición de la pupila está más alta y el cilindro tiene mayor apertura por lo que los cambios son más importantes.

En los diseños personalizados sucede el comportamiento opuesto. Las anchuras medidas en el mapa de la PU se mantienen estables mientras que aquellas que hemos medido en el mapa de la PF van decreciendo con el aumento del ángulo de inclinación de la lente delante del ojo.

Como en los casos anteriores, las diferencias entre las anchuras de la PF y de la PU son relativamente pequeñas en la región de lejos debido a la poca oblicuidad de la luz en esta zona y a que la potencia de las lentes es neutra.

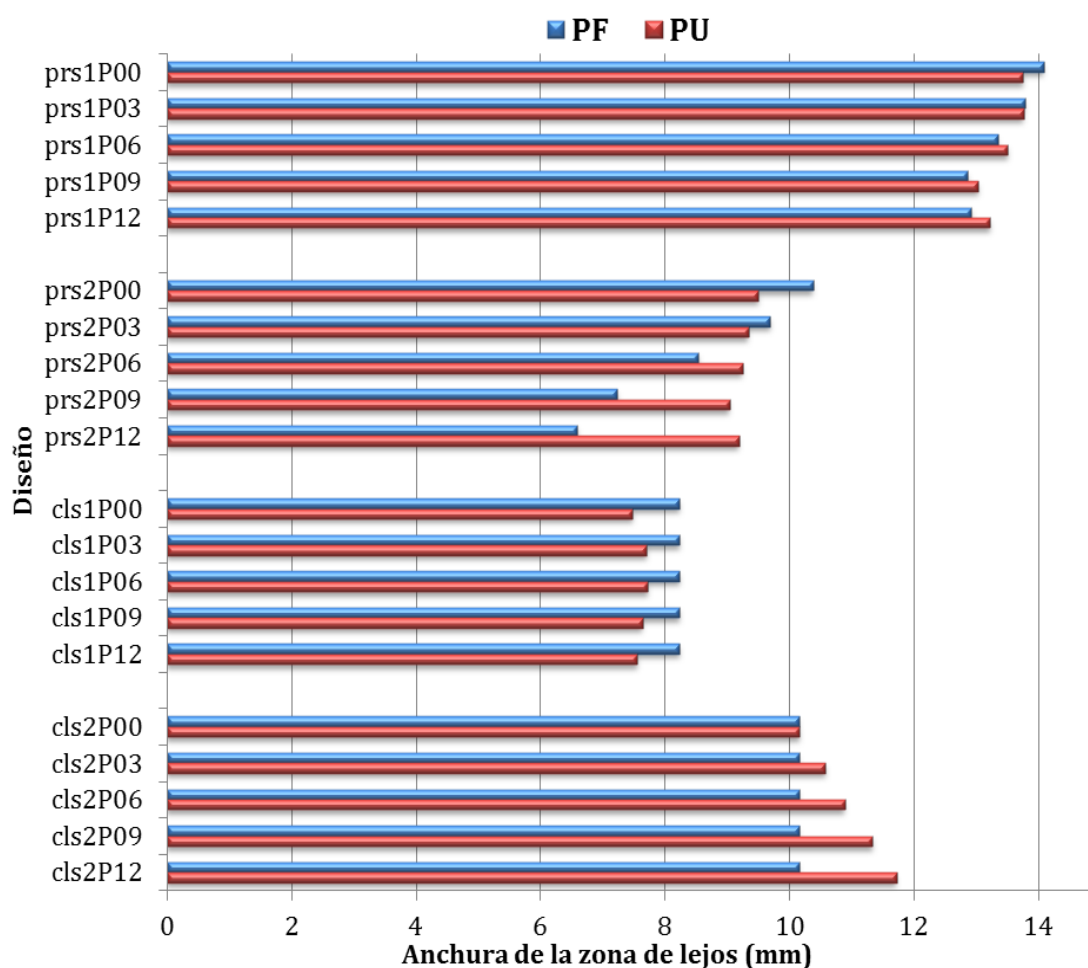


Figura 5.1 Anchuras medidas en la zona de visión de lejos a la altura de la cruz de montaje. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

En la Figura 5.2 se muestran las áreas medidas en los mapas de la PF y la PU para los cuatro diseños seleccionados. Como hemos visto en los capítulos anteriores, la medida del área es mucho más orientativa de los cambios en los diseños ya que determina una zona de visión más amplia y sus valores no se ven tan afectados por ligeros cambios en las líneas de isopotencia.

En este caso se observa cómo las variaciones de las medidas son mínimas en la región de la visión de lejos tanto para los diseños clásicos como para los personalizados. Esta constancia es debido a que la zona de lejos tiene potencia neutra y la inclinación de la lente para esta potencia afecta mínimamente a la medida del área de visión.

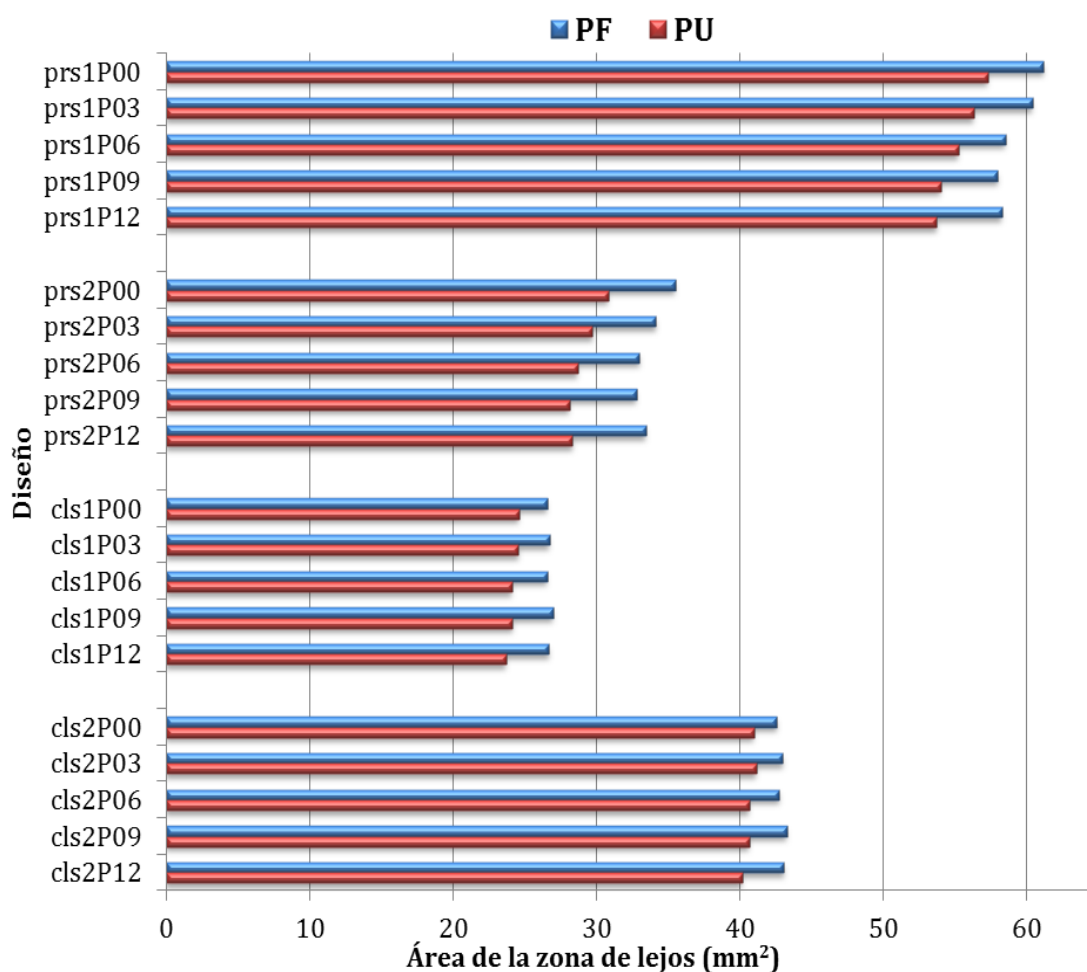


Figura 5.2 Áreas medidas en la zona de visión de lejos. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

### 5.3.2 Visión intermedia

Las anchuras y las áreas de la zona intermedia se representan en la Figura 5.3 y Figura 5.4 respectivamente. Una vez más volvemos a observar que los diseños clásicos son independientes de la inclinación que se utilice en el cálculo. Contrariamente, sus medidas de la PU aumentan a medida que la lente delante del ojo va inclinándose por lo que sus resultados sí se ven afectados por la posición de uso.

Como pudimos determinar en el capítulo anterior, la zona de visión intermedia está mucho más reducida en las medidas de la PU que en las medidas de la PF debido a que la adición efectiva es también mayor en el perfil de potencia que percibe el usuario por lo que consecuentemente su pasillo se estrecha siguiendo la ley de Minkwitz.

Analizando las gráficas se concluye que para obtener un mayor rendimiento de los diseños clásicos en las distancias intermedias una opción sencilla es inclinar la lente del orden de 9° para así ofrecer un campo más amplio en esa región.

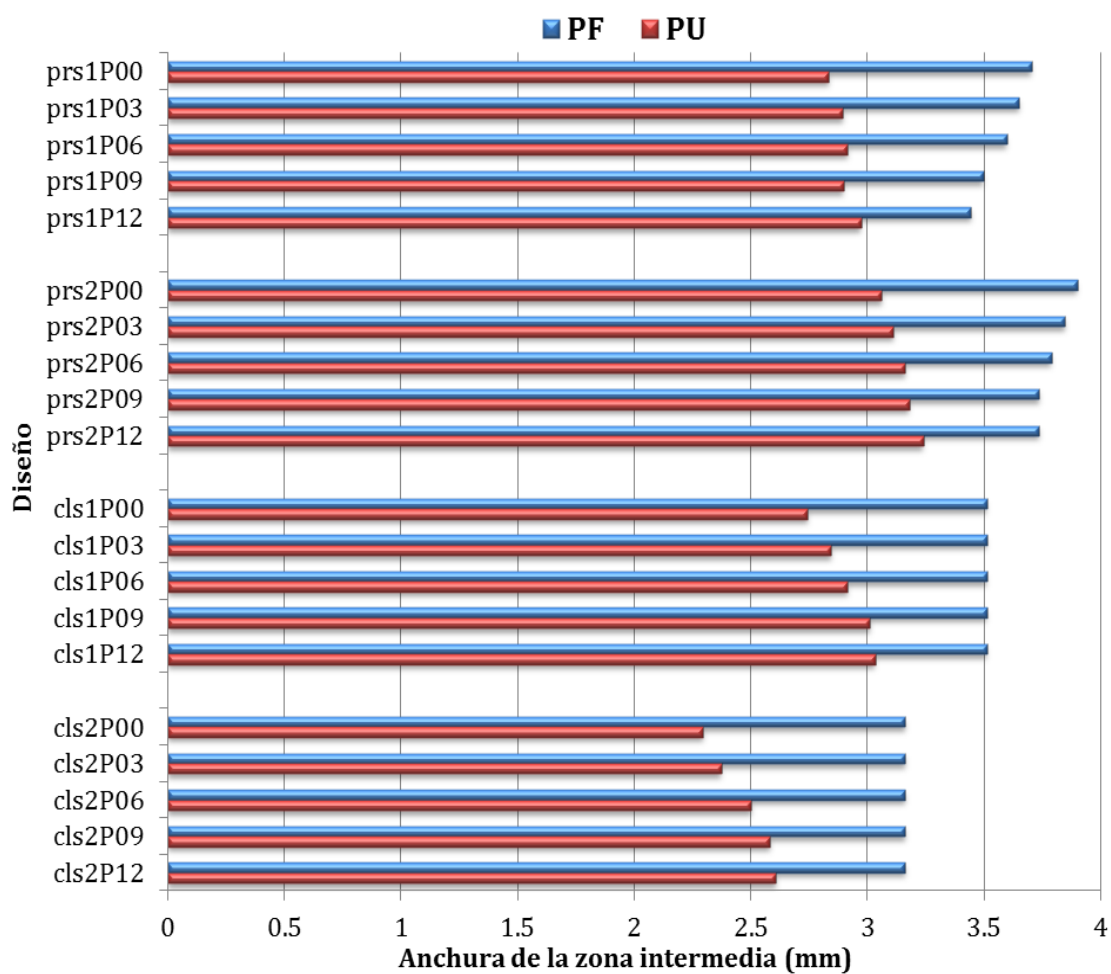


Figura 5.3 Anchuras medidas en la zona de visión intermedia. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

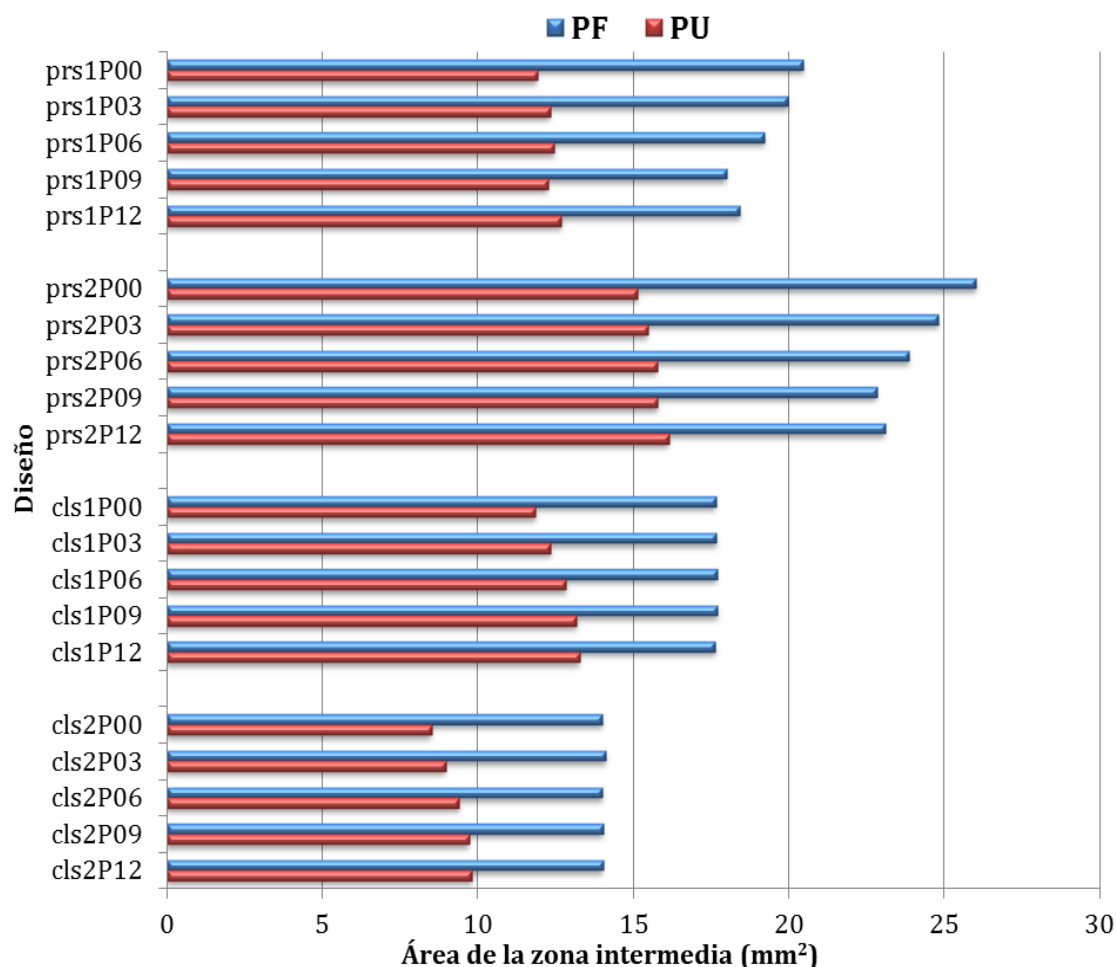


Figura 5.4 Áreas medidas en la zona de visión intermedia. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

### 5.3.3 Visión de cerca

Como era de suponer, los cambios más significativos se van a encontrar una vez más en la región donde la lente tiene más potencia, es decir, la zona de cerca. Además en esta zona se encuentran las mayores diferencias en la práctica clínica entre el rendimiento de un diseño clásico y un diseño personalizado.

En la Figura 5.5 y la Figura 5.7 se muestran las anchuras y áreas respectivamente de cada diseño en PF y en PU a diferentes distancias por debajo de la cruz de montaje para determinar completamente el comportamiento de cada lente en la zona de cerca. Se muestra claramente el comportamiento de las lentes personalizadas con respecto a la modificación del ángulo pantoscópico. Este tipo de lentes modifican su valor de la PF con el fin de mantener su PU lo más estable posible. En el caso de las lentes clásicas, la PF es la misma ya que el ángulo pantoscópico no interfiere en el cálculo de su superficie. Esto hace que su comportamiento en la PU sea sensible a cómo se sitúa la lente delante del ojo.



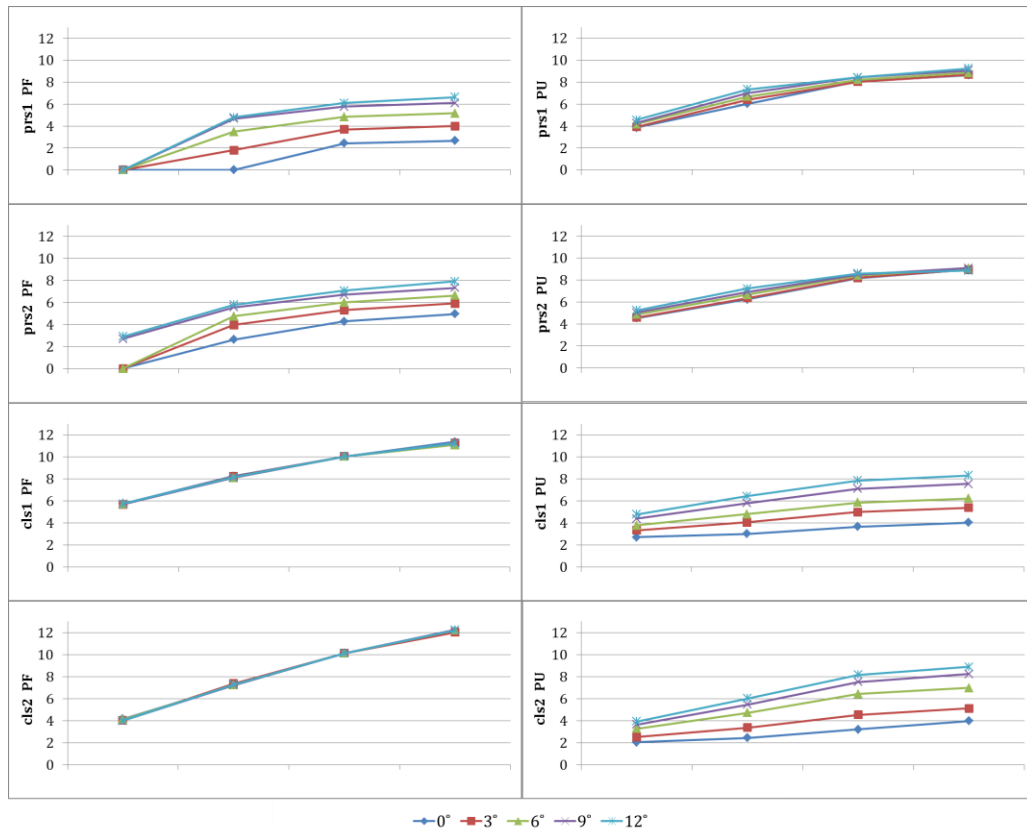


Figura 5.5 Anchuras (en mm) medidas en la zona de visión de cerca a 14, 16, 18 y 20 mm por debajo de la cruz de montaje para los 5 ángulos pantoscópicos utilizados. A la izquierda se muestran las medidas de la PF de cada diseño y a la derecha las medidas correspondientes de la PU.

Como los prototipos de diseño que generamos para este estudio tenían una altura de montaje recomendada de 18 mm, las medidas de las anchuras y las áreas las hemos realizado a una distancia de 18 mm y 18.5 mm respectivamente por debajo de la cruz de montaje.

Los resultados de las anchuras de la PF y de la PU medidas se muestran en la Figura 5.6 y las áreas para la región de cerca se agrupan en la Figura 5.8.

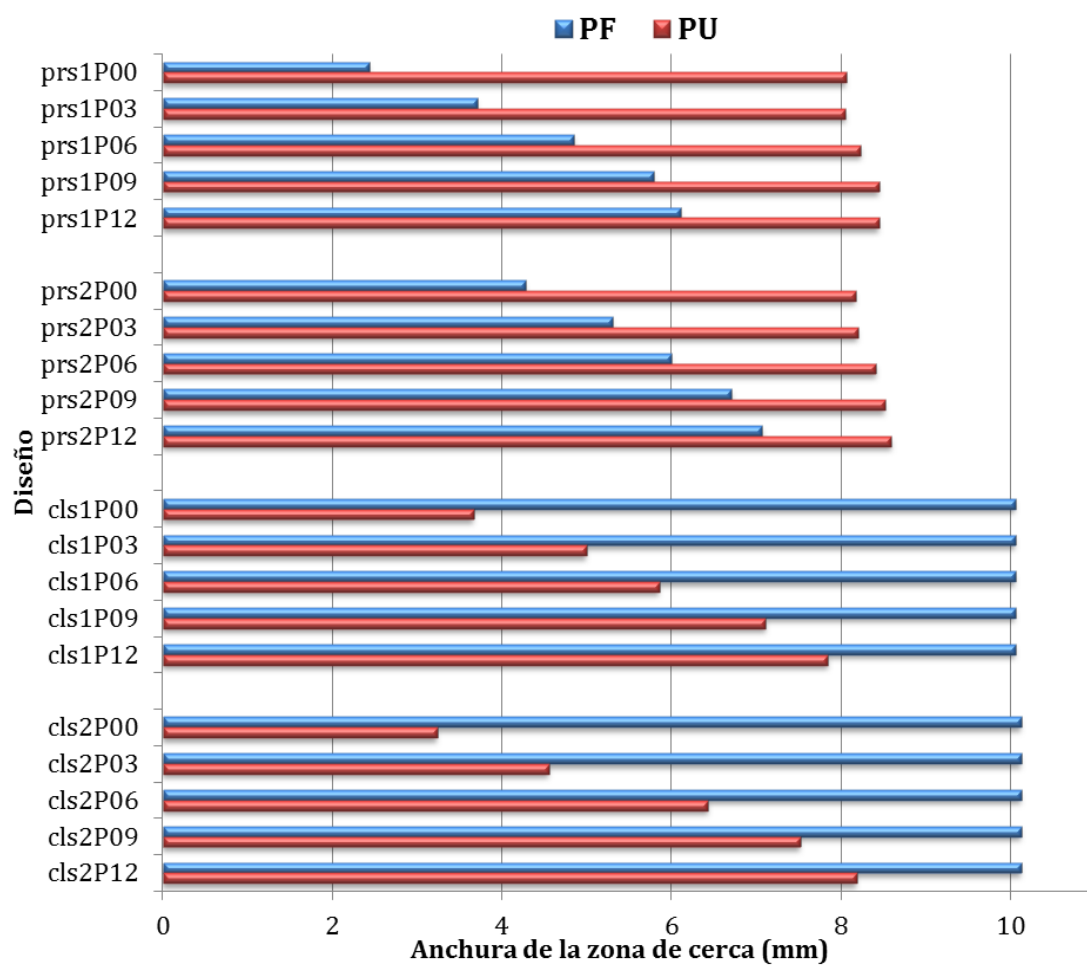


Figura 5.6 Anchuras medidas en la zona de visión de cerca medida a 18 mm por debajo de la posición de la pupila. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

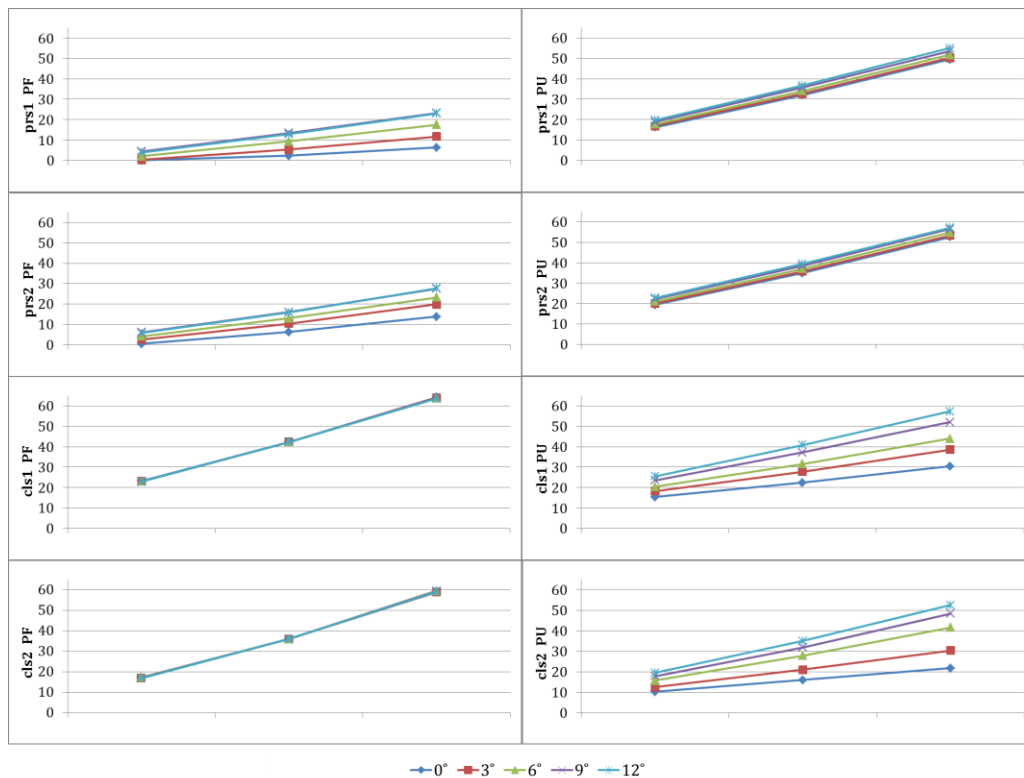


Figura 5.7 Áreas (en mm<sup>2</sup>) medidas en la zona de visión de cerca a 16.5, 18.5 y 20.5 mm por debajo de la cruz de montaje para los 5 ángulos pantoscópicos utilizados. A la izquierda se muestran las medidas de la PF de cada diseño y a la derecha las medidas correspondientes de la PU.

Observamos en las gráficas una tendencia general dentro de las lentes clásicas y es que el campo de visión de la zona de cerca que es percibido por el usuario crece a medida que se aumenta el ángulo pantoscópico, al igual que ocurría en la zona intermedia. Esto se debe principalmente a la oblicuidad de los rayos de luz cuando se refractan en esta área. Cuando la lente está muy perpendicular al ojo se obtiene un cilindro inducido que limita las medidas de campo en la región de cerca. Otro valor que se modifica con una mayor inclinación de la lente es la distancia de vértice a la zona de cerca. Al aproximar esa zona al ojo los ángulos de visión son mayores y generan campos de cerca más amplios. En las lentes personalizadas también se observa esta misma tendencia pero en su caso en las medidas de la PF. Este aumento sucede porque la lente se optimiza para minimizar el astigmatismo generado por la oblicuidad de la luz en la zona de cerca mediante la asferización de la lente introduciendo un astigmatismo de eje contrario.

Esta tendencia se identifica tanto en las medidas de las anchuras como en las medidas de las áreas. En este caso las gráficas con los resultados son muy similares en ambas situaciones porque las pequeñas variaciones de potencia no influyen tanto en esta región como en la zona de lejos donde no había prescripción.

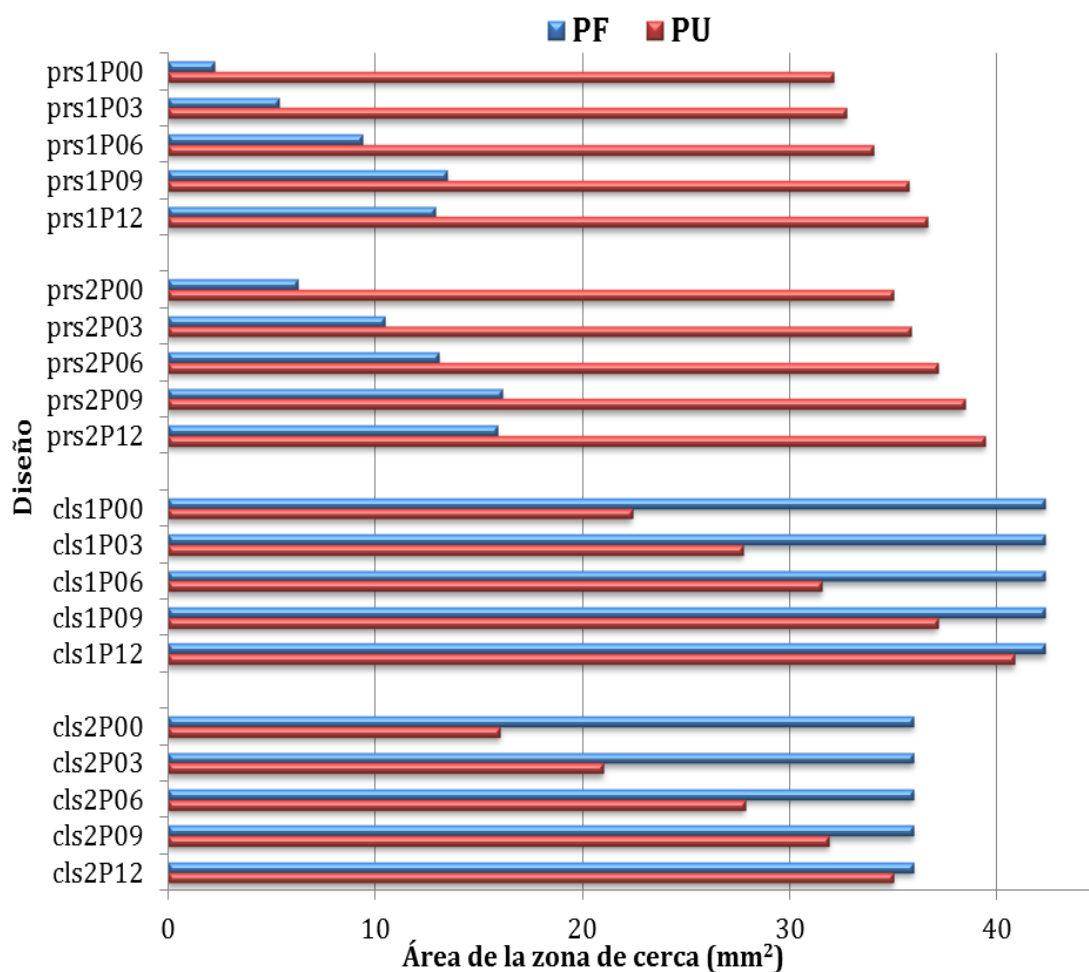


Figura 5.8 Áreas medidas en la zona de visión de cerca medida a 18.5 mm por debajo de la posición de la pupila. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

### 5.3.4 Máximo cilindro

Como último parámetro dentro del test que utilizó Sheedy en sus comparativas se encuentra el cilindro residual lateral al pasillo con potencia variable. Los valores más altos que se han encontrado en los diseños utilizados en este capítulo se muestran en la Figura 5.9.

Observamos que los valores de cilindro máximo en los diseños clásicos cuando se evalúan en PU se obtienen cuando la lente se coloca en posición más vertical. Cuanto menor es el ángulo pantoscópico mayor es la oblicuidad de la luz en la zona de cerca por lo que la adición percibida, en equivalente esférico, es mayor. Manteniendo la misma longitud de progresión, cuanto mayor sea la adición, mayor cilindro lateral se genera.

En los diseños personalizados la mayor potencia cilíndrica lateral actúa de manera similar en los valores de la PF. Cuando la lente tiene poca inclinación es necesario compensar el astigmatismo inducido por la oblicuidad de la luz introduciendo un valor de cilindro positivo en la región de cerca por lo que aumenta la potencia de adición medida en la lente.

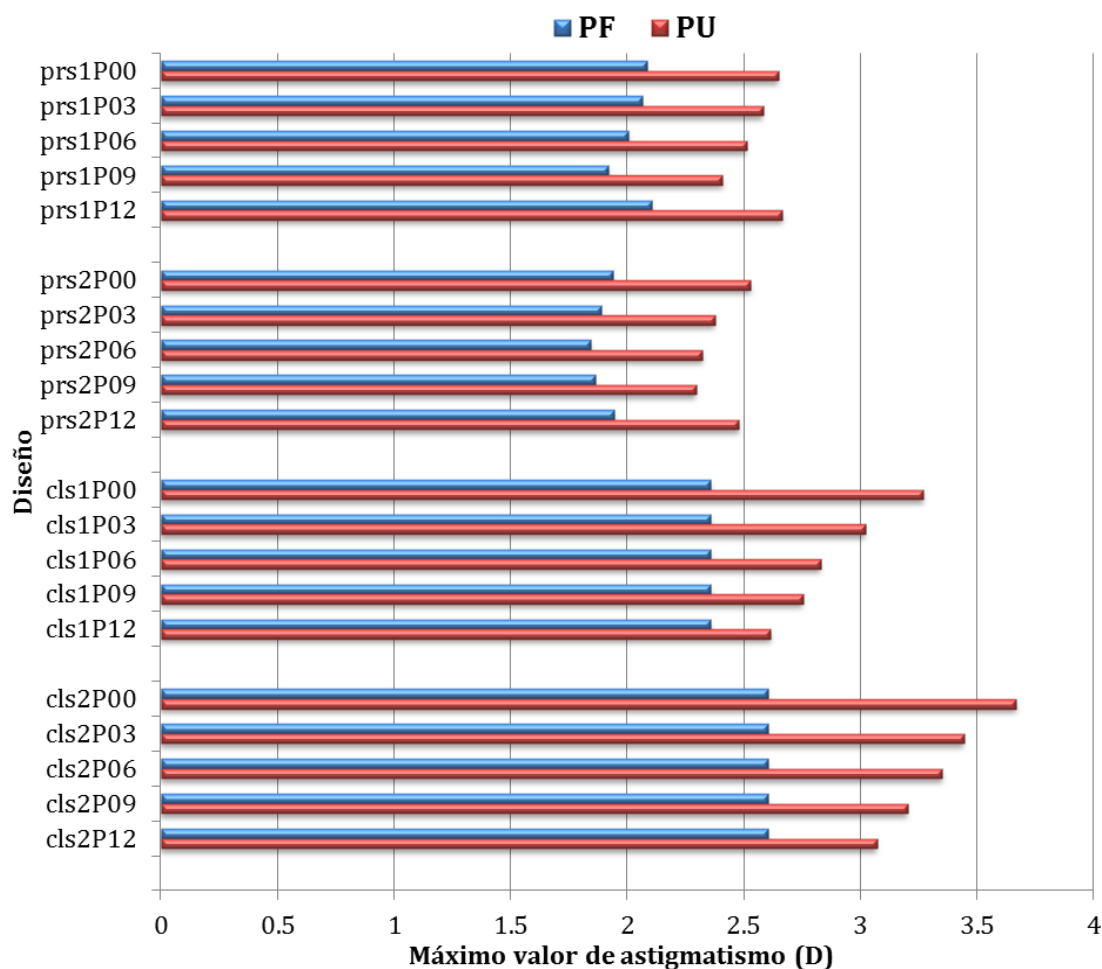


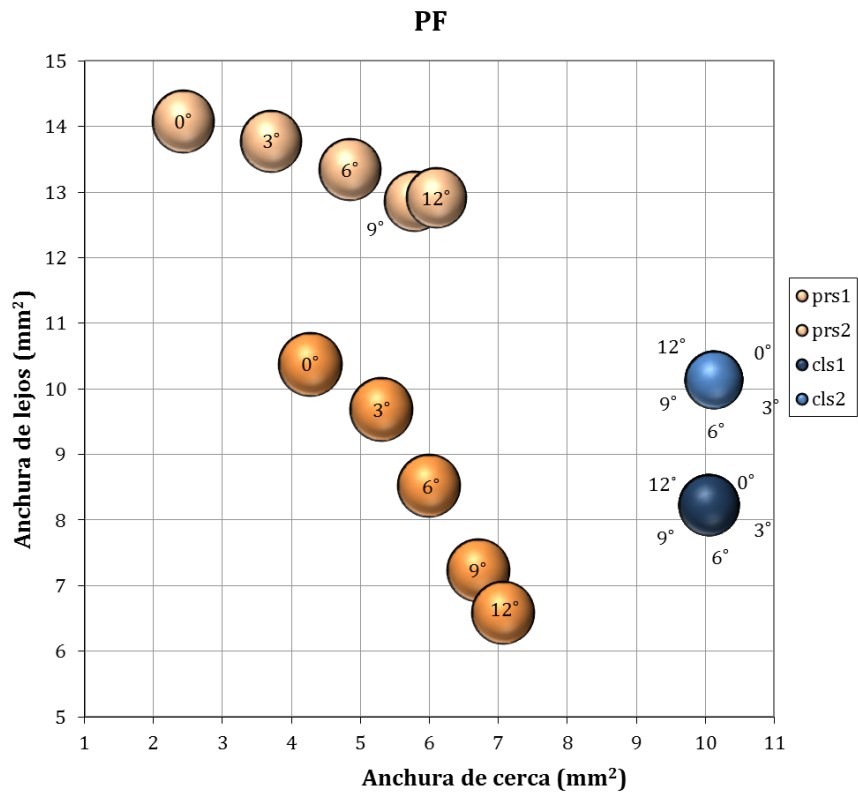
Figura 5.9 Máximo valor de astigmatismo medido. Las barras azules representan las medidas de la PF. Las barras rojas representan las medidas de la PU.

## 5.4 Representación multiparamétrica

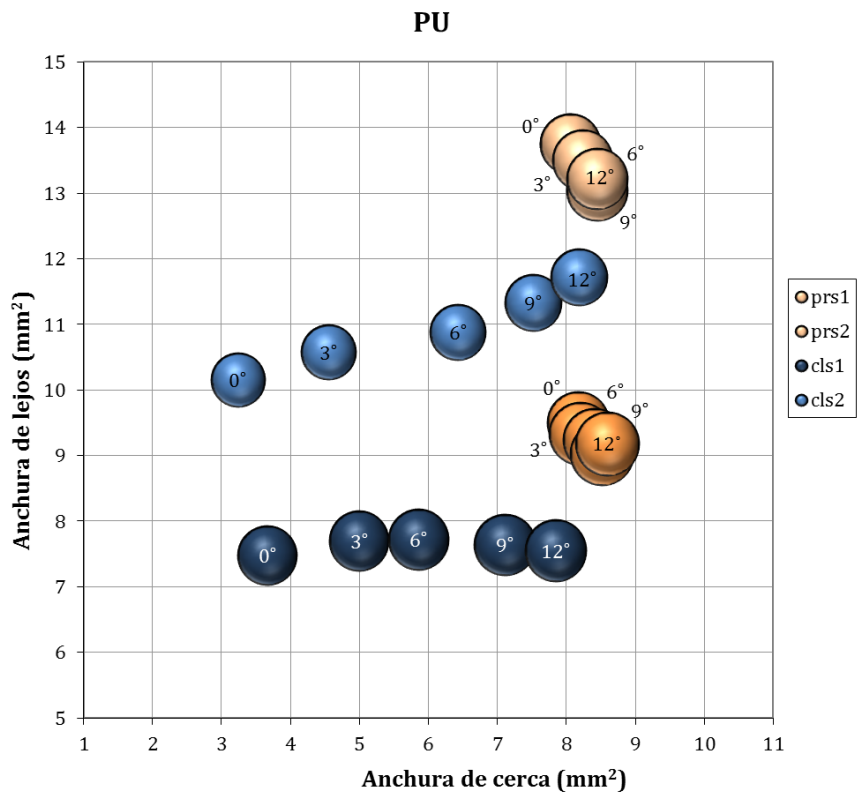
Para concluir la comparación de diseños modificando únicamente el valor del ángulo pantoscópico se muestra un resumen de los resultados anteriores utilizando nuevamente las gráficas multiparamétricas de burbujas introducidas en capítulos anteriores.

Para codificar los diseños hemos utilizado los mismos colores que se usaron en el capítulo con la comparativa entre diferentes bases. En el eje X se representan los valores medidos (anchuras y áreas) en la zona de lejos. En el eje Y se representan las medidas obtenidas en la región de cerca. El valor del campo visual en la zona intermedia se parametriza con el diámetro de cada burbuja. En este caso, como se utiliza el color como distintivo de diseño no es posible representar el máximo valor de astigmatismo.

En la Figura 5.10 y Figura 5.11 se recogen los valores de las anchuras y áreas respectivamente a diferentes alturas de la cruz de montaje.



(a)



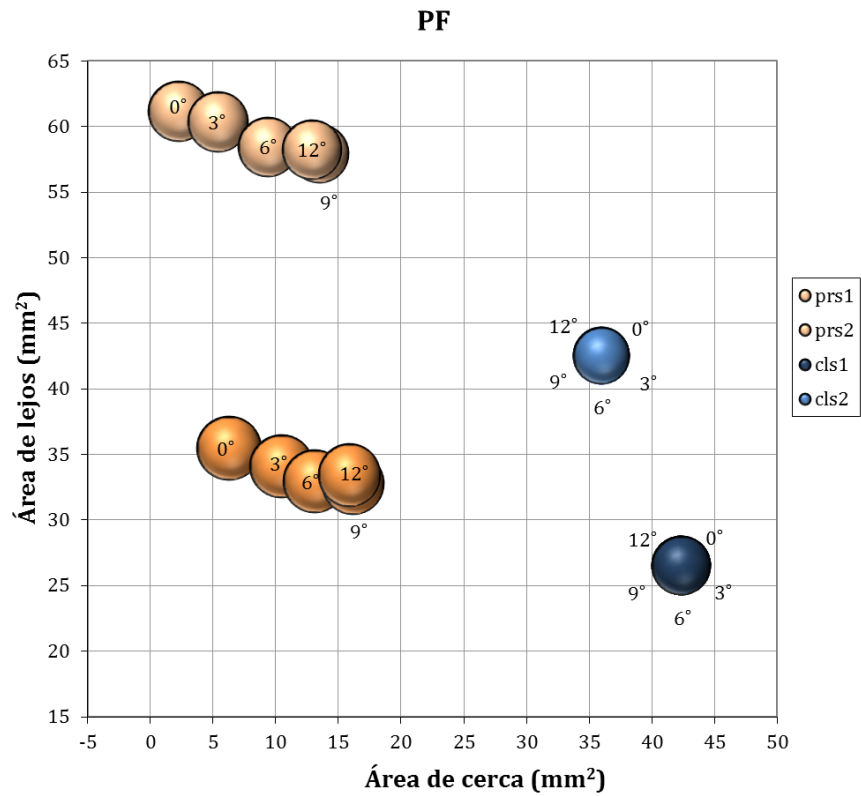
(b)

Figura 5.10 Representación multiparamétrica de las anchuras medidas. (a) Valores obtenidos en los mapas de la PF. (b) Valores obtenidos en los mapas de la PU.

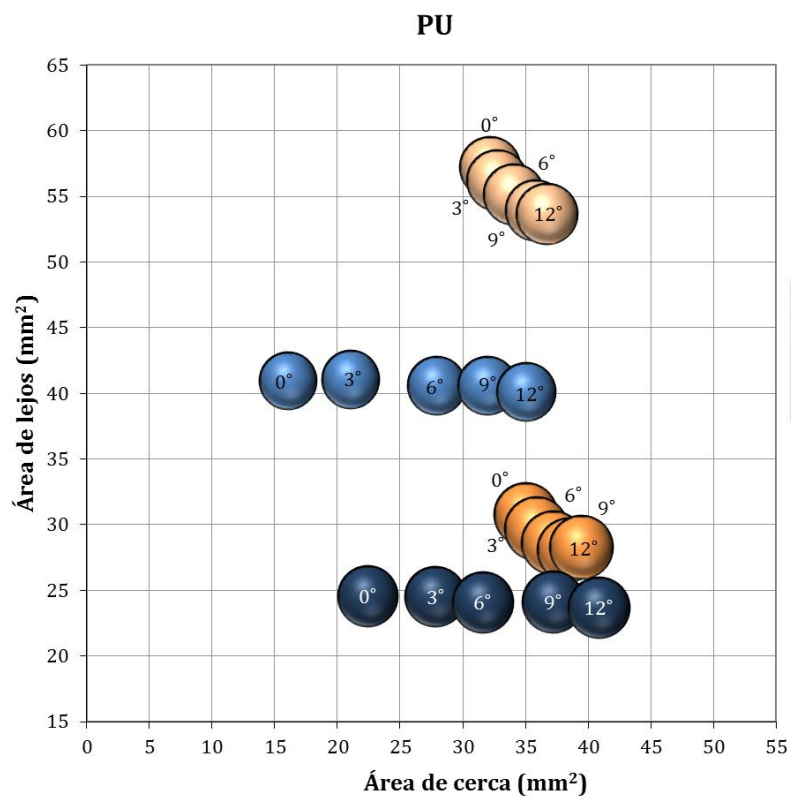
Debido a que los diseños clásicos no modifican la distribución de potencia por la variación de la inclinación de la lente frente al ojo su representación multiparamétrica de las medidas de la PF (Figura 5.10a y Figura 5.11a) se traduce en burbujas de igual diámetro superpuestas unas encima de las otras, sus valores permanecen invariables.

Los diseños personalizados van modificando sus valores de la PF a medida que aumenta el ángulo pantoscópico perdiendo anchura y área en la zona de lejos para ir ganándolas en la zona de cerca.

El mismo resultado lo obtenemos en los diseños clásicos cuando evaluamos su comportamiento en los mapas de la PU (Figura 5.10b y Figura 5.11b). Los valores de la región de cerca mejoran significativamente para valores altos de ángulo pantoscópico. Esto indica que el rendimiento de los diseños clásicos mejorará si se ajusta la montura con una inclinación mayor para aprovechar ese aumento en el campo visual de cerca.



(a)



(b)

Figura 5.11 Representación multiparamétrica de las áreas medidas. (a) Valores obtenidos en los mapas de la PF. (b) Valores obtenidos en los mapas de la PU.



## 5.5 Conclusiones

La principal conclusión de este estudio comparativo es que el rendimiento de los diseños clásicos está fuertemente ligado no sólo a la base que se utilizó en su fabricación sino a la posición final de la lente delante del ojo. Se ha demostrado que si se evalúa el comportamiento de la potencia que percibe el usuario con este tipo de lente es dependiente del ángulo pantoscópico. Los mejores resultados se obtienen cuando se monta la lente con un ángulo pantoscópico aproximado de  $9^\circ$  ya que en ese orden de inclinación la lente tiene unos valores mayores (anchura y área) en la zona de cerca e intermedia sin alterar significativamente el campo de visión de lejos.

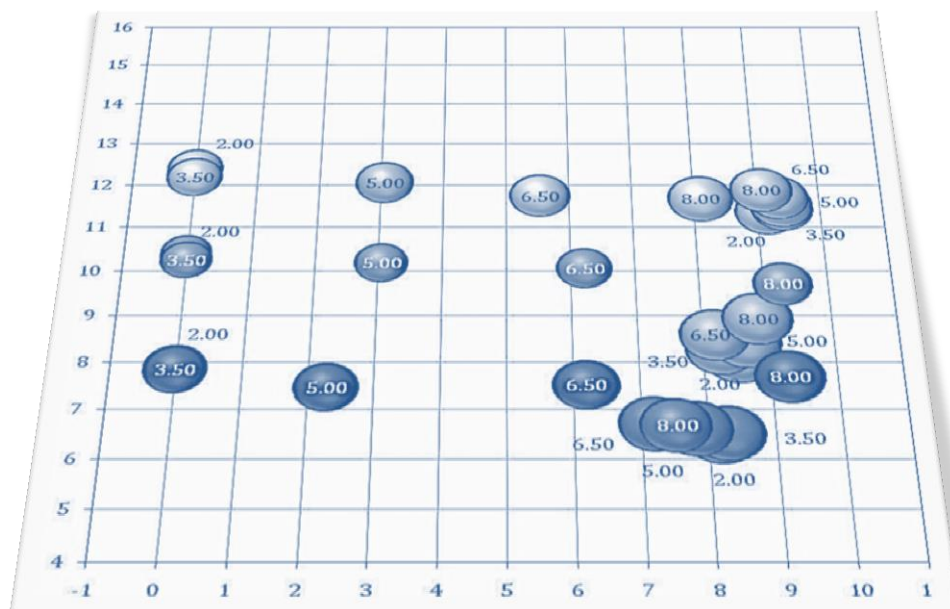
En el caso de los diseños personalizados, es importante incluir en el cálculo el valor exacto de la inclinación de la lente para que la superficie sea optimizada para ese ángulo y se asegure que el comportamiento de estos diseños permanece constante.

Este estudio se ha realizado con prototipos optimizados para el uso de un semiterminado con una base de 5.00 D. Si se quiere valorar el comportamiento para un rango mayor de bases es necesario evaluar cada base y cada prescripción combinándolas independientemente con cada ángulo pantoscópico.

No obstante, se puede concluir que una inclinación de la lente mayor reduce la oblicuidad de la luz en la zona de cerca mejorando la visión en esa región. En una lente personalizada optimizada para ángulos pantoscópicos altos será necesario compensar menos astigmatismo inducido y la potencia medida en el punto de referencia de cerca será similar a la potencia prescrita. En el caso de una lente clásica, el paciente notará una mejora en la visión próxima si se ajusta la montura con cierta inclinación vertical.

# Capítulo 6

## Conclusiones



# Capítulo 6

## Conclusiones

Las conclusiones de esta tesis son:

**1.** Como se ha demostrado en este estudio, las lentes personalizadas tienen unos valores de campo visual (anchuras y áreas) que se mantienen constantes dentro de un rango de valores de curvas base y ángulos pantoscópicos. Esto asegura que el diseño tendrá el mismo comportamiento visualmente hablando con independencia de la montura y su posición frente al ojo. La distancia de vértice posterior y el ángulo facial son también parámetros que modifican la percepción a través de la lente ya que interfieren en la formación de la imagen, bien cambiando la potencia esférica percibida en el primer caso y la oblicuidad de la incidencia de la luz en el segundo.

**2.** Es importante realizar una correcta medida de los parámetros de porte de la lente ya que su uso mejora el rendimiento de un diseño personalizado y puede ayudar a detectar problemas de campo visual en las LPPs clásicas Sin embargo una toma precisa de estas medidas requiere más tiempo y esfuerzo por parte del óptico. En la actualidad existen dispositivos que facilitan esta labor y su uso cada vez está más extendido cuando se adaptan LPPs de alta gama.

**3.** Si a una lente personalizada no se le introducen los parámetros reales de uso, la optimización toma valores por defecto obtenidos de promedios de población. En este caso el rendimiento de la lente será tanto mejor cuanto más próximos sean la posición de porte a los valores utilizados en el cálculo.

**4.** Para conseguir compensar la posición de uso es necesario realizar un recálculo de la potencia que se va a tallar sobre la lente. Esto se debe a que la posición en la que se mide la lente y la posición en la que realmente será utilizada son distintas. Por este motivo las lentes personalizadas se suministran con dos potencias, la primera con la prescripción real del usuario, que es aquella que se obtuvo en el gabinete, y la segunda con la potencia que se debe medir en el frontofocómetro para testear si la fabricación de la lente ha sido correcta.

**5.** Como las LPPs personalizadas modifican su PF dependiendo de la posición de uso final de la lente, un estudio de su mapa de PF no nos aportará una información fiable sobre su comportamiento.

**6.** Los diseños clásicos mantienen invariable su distribución de potencia independientemente de la curva base en que se fabriquen o cómo se posicione la lente delante del ojo. Por lo tanto optimizar una lente tomando unos valores estándar no ofrece ninguna garantía de rendimiento debido a que éste dependerá de cómo sea la inclinación de la lente y su curva base de fabricación.

**7.** En la primera parte de esta tesis se ha demostrado que la potencia medida en la lente con un frontofocómetro, ya sea clásica o personalizada, no da información de la potencia real que percibe el usuario una vez que utiliza esa lente. Para ello se midieron 18 LPPs comercializadas con un perfilómetro y a partir de estas medidas, por medio de técnicas de trazado exacto de rayos, se obtuvieron tanto los mapas de potencia que se medirían con un frontofocómetro o un mapeador típico, como los mapas de potencia que el usuario percibe en la posición real de uso. Se ha demostrado que los parámetros que definen las características de una LPP no están asociados significativamente con el rendimiento real de la lente cuando ésta está montada.

**8.** Para conocer cómo influye la curva base en la que se fabrica la lente se ha realizado un estudio detallado con un rango de bases frontales y utilizando 6 diseños free form de cara posterior. Todos ellos eran diseños con potencia neutra, con una adición de +2.00 D y clasificados para uso general. El resultado encontrado es que los diseños personalizados proporcionan el mismo mapa percibido para todas las bases utilizadas. Por el contrario, las lentes clásicas son sensibles a la curvatura frontal y se han encontrado diferencias claras entre las curvas base seleccionada. La consecuencia es que la elección de una curva mayor provee al usuario de unas zonas intermedia y cerca mayores que en las curvas más planas. Esta solución es contraria a la tendencia generalizada actual de comercializar lentes lo más planas posibles por lo que su uso no tiene mucha aprobación.

**9.** En la última parte del estudio se ha investigado la influencia de la inclinación relativa lente-ojo. Para ello se utilizaron parte de los diseños incluidos en estudio de curvas base. Los resultados son muy similares en ambos casos. Las lentes que tienen diseños personalizados cambian la potencia medida con el frontofocómetro dependiendo de la inclinación real delante del ojo. Esto hace que el mapa percibido por el usuario sea el mismo independientemente de dicha inclinación. En el caso de las lentes con diseños clásicos el campo visual percibido (anchuras y áreas) es variable ya que la potencia no se recalcula para ese dato de entrada. Para los diseños clásicos, a mayor inclinación de la lente mayores campos visuales se obtienen en la zona de cerca en potencia de usuario. Este resultado tiene su explicación en que si se monta la lente con cierta inclinación, la luz incide con un ángulo menor por lo que el astigmatismo inducido se reduce. La inclinación no puede ser mayor de 8-10° ya que el beneficio en el área intermedia y cerca se reflejaría en una disminución de la calidad visual en la zona de lejos.

**10.** Con la multitud de diseños disponibles en el mercado actualmente resulta bastante complejo determinar qué diseño puede funcionar mejor en cada caso. Se hace

necesario desarrollar una herramienta que sirva a los profesionales de la visión para comparar diseños entre sí y catalogarlos dependiendo de sus características propias.

**11.** Como se ha demostrado en este estudio, el test creado por Sheedy para la clasificación de LPPs es útil para calificar lentes clásicas en base a sus mapas de potencia, sin embargo, dichas clasificaciones no son válidas para determinar el comportamiento de la lente una vez montadas.

**12.** En el test de Sheedy se miden las anchuras y las áreas a nivel de la cruz de montaje, en la zona intermedia y a diferentes alturas de la cruz de montaje. Las medidas se realizan sobre contornos de isopotencia por lo que cualquier ligera variación por la interpolación de la medida podría modificar la clasificación de la lente. Este es el motivo por el que la clasificación teniendo en cuenta las medidas del área es más robusta y fiable que la obtenida de las anchuras.

**13.** El estudio y clasificación de LPPs utilizando sus mapas de la PF son sencillos de llevar a la práctica ya que la medida de las superficies es directa utilizando un mapeador. Si bien es cierto que el estudio de los mapas de la PU es más complejo porque requiere un modelado 3D de lente-ojo y conocer la posición exacta de la lente delante del ojo, es el único modo de obtener información real sobre la potencia que está percibiendo el usuario al utilizar dicha lente. Las comparativas entre diferentes diseños deben realizarse siempre sobre los mapas de la PU en lugar de sobre la PF como se estaban realizando anteriormente.

**14.** El test de Sheedy es un método de clasificación muy completo y arroja cuatro valores diferentes, 3 por cada una de las zonas de visión y una por el astigmatismo, por lo que manejar una comparativa global se hace complejo y poco claro. Para solucionar este escollo y con el fin de hacer más visual el rendimiento general de una LPP se ha propuesto un método gráfico que presenta simultáneamente información 4-dimensional de los resultados medidos. La representación multiparamétrica es una gráfica de burbujas que muestra en el eje X el valor de la zona de cerca, en el eje Y la zona de lejos, el diámetro de la burbuja es proporcional a la zona intermedia y por último, el color de la burbuja codifica el valor del cilindro no deseado. Esta representación ayuda a seleccionar un diseño de LPP particular basándose en las necesidades propias de cada usuario.

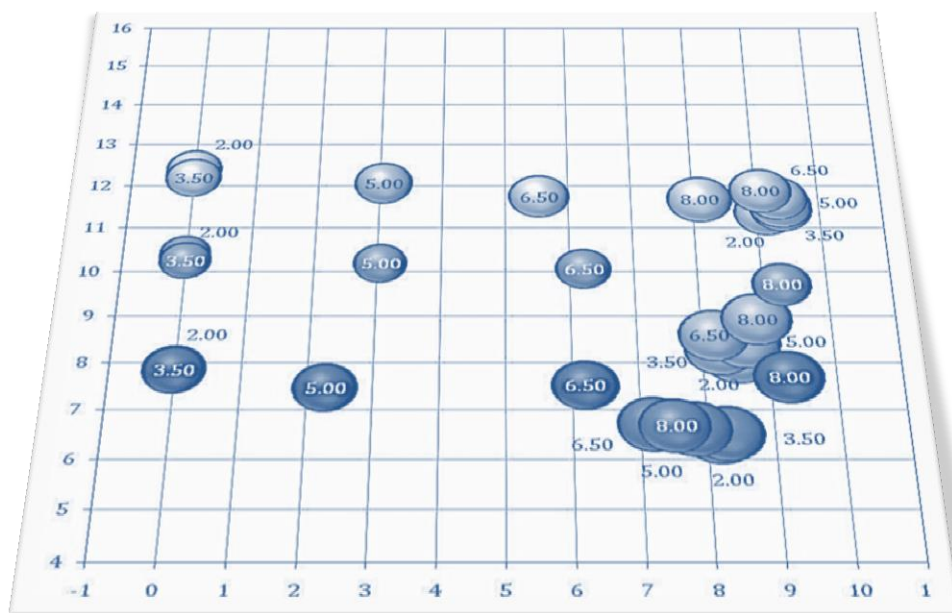
**15.** Es necesario destacar que este test es útil cuando se pretende comparar diseños con características similares en cuanto a alturas de montaje. Sin embargo si se pretende comparar lentes de alturas de montaje muy diferentes los resultados que se obtengan no serán fiables. Esto es debido a que una lente con una altura de montaje de 14 mm tendrá una anchura (o área) a esa altura mucho mayor que una lente de pasillo largo con una altura de montaje de 20 mm. A cambio, el diseño de longitud mayor tendrá menor astigmatismo lateral debido a que su perfil de progresión tiene menor pendiente. Por lo tanto la valoración de la zona de cerca debería hacerse teniendo en cuenta la altura de

montaje mínima recomendada por el proveedor y no a alturas fijas para todos los diseños. Esto hace más complejo el estudio y sería necesario utilizar porcentajes de adición para equilibrar las medidas de todas lentes a valorar.

**16.** Se ha demostrado que las características de los mapas de la PU son más fiables porque dan los valores reales de lo que percibe el usuario cuando utiliza la lente. Sin embargo esa distribución de potencia no es un indicativo del rendimiento de dicho diseño ya que entran en juego parámetros propios del usuario como umbral de borrosidad, expectativas, grado de satisfacción, etc.

**17.** El único método para evaluar el comportamiento real de una lente y su grado de satisfacción o preferencia entre varios diseños es llevando a cabo estudios clínicos guiados con un gran número de pacientes bajo condiciones controladas.

# Bibliografía



# Bibliografía

1. Kaufman & Alm, E., *Alder's Physiology of the eye*. 2003. Mosby
2. Le Grand, Y., *Optique physiologique. Tome I: La dioptrique de l'œil et sa correction. Tome II: Lumière et couleurs. Tome III: L'espace visuel* ed. e. Masson. 1972, Paris.
3. Río, G.d., *Óptica fisiológica clínica*, ed. Toray. 1984, Barcelona.
4. Atchison, D.A., *Accommodation and presbyopia*, ed. O.a.P. Optics. Vol. 15. 1995.
5. Wold, R.M., *The spectacle amplitude of accommodation of children aged six to ten*. Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom., 1967. 44(10): p. 642-664.
6. Duane, A., *Normal values of the accommodation at all ages*. J. Am. Med. Assoc., 1912. 59: p. 1010-1013.
7. Aguilar, M. and F. Mateos, *Óptica Fisiológica*, ed. U.P.d. Valencia. Vol. 1-2. 1993 y 1994.
8. Artigas, J.M., et al., *Óptica Fisiológica*, ed. I.M.-H. Psicofísica de la Visión. 1995.
9. Grosvenor, T., *Optometría de atención primaria*. ElsevierMasson. 2004. Barcelona.
10. Tunnaclyffe, A.H., *Introduction to visual optics*, ed. ed. 1993, Londres: The Association of British Dispensing Opticians.
11. Bennett, E.S., *Contact lens correction of presbyopia*. Clin. Exp. Optom., 2008. 91.
12. Rabbetts, R., *Clinical visual optics*. 3 ed, ed. Elsevier. 1998. Edinburgo.
13. DeFranco, L. *Multifocal contact lenses*. 2008. <http://www.allaboutvision.com/over40/multifocalcls.htm>
14. Fuerst, R.F., *Understanding Multifocal Intraocular Lenses and Their Importance to Your Practice*. Review of Optometry, 2006. 143(10).
15. Vingolo, E., *Visual acuity and contrast sensitivity: AcrySof ReSTOR apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofocal intraocular lenses*. Cataract Refract Surg., 2007. 33(7): p. 1244-1247.
16. Hayashi, K., F. Hayashi, and F. Nakao, *Anterior capsule contraction and intraocular lens decentration and tilt after hydrogel lens implantation*. Br. J. Ophthalmol., 2001. 85: p. 1294-1297.
17. Ossma, I.G., A; Vargas, LG; et al, *Synchrony dual-optic accommodating intraocular lens. Part 2: pilot clinical evaluation*. Cataract Refract Surg., 2007. 33.



18. Doane, J.J., RT, *Accommodative intraocular lenses: considerations on use, function and design*. Curr. Opin. Ophthalmol., 2007. 18: p. 318-324.
19. Minkwitz, G., *Über den Flächenastigmatismus Bei Gewissen Symmetrischen Asphären*. Optica Acta, 1963. 10(3): p. 223-227.
20. Fannin, T.E. and T.P. Grosvenor, *Clinical Optics*, ed. Butterworth-Heinemann. 1996.
21. Fowler, C.W. and C.M. Sullivan, *Varifocal Spectacle Lens Surface Power Measurement*. Ophthalmic and Physiological Optics, 1988. 8(2): p. 231-233.
22. Jalie, M., *Ophthalmic lenses and dispensing*. 2 ed, ed. Butterworth-Heinemann. 1999.
23. Pope, D.R. *Progressive Addition Lenses: History, Design, Wearer Satisfaction and Trends*. 2000. Optical Society of America.
24. Guilino, G.H., *Design philosophy for progressive addition lenses*. ALPPied Optics, 1993. 32(1): p. 111-117.
25. Fowler, C.W., *Method for the Design and Simulation of Progressive Addition Spectacle Lenses*. ALPPied Optics, 1993. 32(22): p. 4144-4146.
26. Sullivan, C.M. and C.W. Fowler, *Visual detection and adaptation to optically induced curvature distortion. Does curvature distortion govern progressive addition lens tolerance?* ALPP. Opt., 1993. 32(22): p. 4138-4143.
27. Loos, J., G. Greiner, and H.P. Seidel, *A variational approach to progressive lens design*. Computer-Aided Design, 1998. 30(8): p. 595-602.
28. Haimerl, W. and P. Baumbach, *State of the art optimization of progressive lenses*. Bulgarian Journal of Physics, 2000. 27: p. 7-12.
29. Wang, Y., R. Gulliver, and F. Santosa, *Analysis of a Variational Approach to Progressive Lens Design*. SIAM Journal on ALPPied Mathematics, 2003. 64(1): p. 277-296.
30. Meister, D.J. and S.W. Fisher, *Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 1: Progress in the spectacle correction of presbyopia*. Clinical and Experimental Optometry, 2008. 91(3).
31. Meister, D.J. and S.W. Fisher, *Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 2: Modern progressive lens technologies*. Clinical and Experimental Optometry, 2008. 91(3): p. 251-264.
32. Fowler, C.W. and C.M. Sullivan, *Automatic measurement of varifocal spectacle lenses*. Ophthalmic and Physiological Optics, 1990. 10: p. 86-89.
33. Castellini, C., F. Francini, and B. Tiribilli, *Hartmann test modification for measuring ophthalmic progressive lenses*. ALPP. Opt, 1994. 33(19): p. 4120-4124.
34. Canabal, H. and J. Alonso, *Automatic wavefront measurement technique using a computer display and a charge-coupled device camera*. Optical Engineering, 2002. 41: p. 822.

35. Canabal, H., J. Alonso, and E. Bernabeu, *Lens Characterization by laser deflectometry with a subpixel resolution algorithm*. Optical Engineering, 2001. 40: p. 2517-2523.
36. Vargas, J., et al., *Deflectometric method for the measurement of user power for ophthalmic lenses*. ALPPied Optics, 2010. 49(27): p. 5125-5132.
37. Blendowske, R., E.A. Villegas, and P. Artal, *An Analytical Model Describing Aberrations in the Progression Corridor of Progressive Addition Lenses*. Optometry and Vision Science, 2006. 83(9): p. 666-671.
38. Cho, M.H., et al., *A clinical study of patient acceptance and satisfaction of Varilux Plus and Varilux Infinity lenses*. Journal of the American Optometric Association, 1991. 62: p. 449-453.
39. Gresset, J., *Subjective evaluation of a new multi-design progressive lens*. Journal of the American Optometric Association, 1991. 62: p. 691-698.
40. Hitzeman, S.A. and C.O. Myers, *Comparison of the acceptance of progressive addition multifocal vs. standard multifocal lens designs*. Journal of the American Optometric Association, 1985. 56: p. 706-710.
41. Wittenberg, S., et al., *Clinical comparison of the TrueVision and four progressive addition lenses*. Journal of the American Optometric Association, 1989. 60: p.114-121.
42. Krefman, R.A., *Comparison of three progressive addition lens designs: a clinical trial*. Southern Journal of Optometry, 1991. 9: p. 8-14.
43. Fowler, C.W., et al. *A wearer comparison of two progressive addition spectacle lenses*. 1994. Optical Society of America.
44. Selenow, A., et al. *Eye and head movements during low contrast reading with single vision and progressive lenses*. in *Optical Society of America*. 2001. Vision Science and its ALPPications, OSA Technical Digest.
45. Selenow, A., et al., *Assessing Visual Performance with Progressive Addition Lenses*. Optometry and Vision Science, 2002. 79(8): p. 502-505.
46. Preston, J.L., *Progressive addition spectacle lenses: design preferences and head movements while reading*, in *Ph.D. Dissertation*. 1998, Ohio State University.
47. Hendicott, P.L., *Spatial perception and progressive addition lenses*, in *Ph.D.Dissertation*. 2007, Queensland University of Technology: Brisbane, Australia.
48. Solaz, J.S., et al., *Influence of vision distance and lens design in presbyopic user preferences*. International Journal of Industrial Ergonomics, 2008. 38(1): p. 1-8.
49. Fowler, C., *Recent trends in progressive power lenses*. Ophthalmic and Physiological Optics, 1998. 18(2): p. 234-237.
50. Pope, D.R., S.W. Fisher, and A.M. Nolan. *Visual Ergonomics, Blur Tolerance and Progressive Lens Design, in Vision Science and its ALPPications*. 2001. Optical Society of America.

51. Atchison, D., *Optical performance of progressive power lenses*. Clinical and Experimental Optometry, 1987. 70: p. 149-55.
52. Villegas, E.A. and P. Artal, *Comparison of aberrations in different types of progressive power lenses*. Ophthalmic and Physiological Optics, 2004. 24(5): p. 419-426.
53. Sheedy, J.E., et al., *Optics of progressive addition lenses*. Am J Optom Physiol Opt, 1987. 64(2): p. 90-99.
54. Zhou, C.Q., et al., *Measurement and comparison of the optical performance of an ophthalmic lens based on a Hartmann-Shack wavefront sensor in real viewing conditions*. ALPPied Optics, 2008. 47(34): p. 6434-6441.
55. Sheedy, J.E., *Progressive addition lenses--matching the specific lens to patient needs*. Optometry, 2004. 75(2): p. 83-102.
56. Sheedy, J.E., R.F. Hardy, and J.R. Hayes, *Progressive Addition Lenses - Measurements and ratings*. Optometry, 2006. 77: p. 23-39.
57. Sheedy, J.E., *Correlation Analysis of the Optics of Progressive Addition Lenses*. Optometry and Vision Science, 2004. 81(5): p. 350-361.
58. Bourdoncle, B., J.P. Chauveau, and J.L. Mercier, *Traps in Displaying Optical Performances of a Progressive-Addition Lens*. ALPPied Optics, 1992. 31(19): p. 3586-3593.
59. Keren, E. and R. Bavli. *Comparison of eye-point and focimeter power and cylinder maps for progressive addition lenses*. in *Topical Meeting on Visual Science and its ALPPications*. 1999. Santa Fe, NM,: Optical Society of America.
60. Huang, C.-Y., et al., *Comparison of Three Techniques in Measuring Progressive Addition Lenses*. Optometry and Vision Science, 2012. 89: p. 1564-1573.
61. Bourdoncle, B., J.P. Chauveau, and J.L. Mercier, *Traps in displaying optical performances of a progressive addition lens*. ALPPied Optics, 1992. 31: p. 3586-4593.
62. Smith, G. and D. Atchison, *Effect of conicoid asphericity on the Tscherning ellipses of ophthalmic spectacle lenses*. Journal of the Optical Society of America A-Optics and Image Science, 1983. 73(4).
63. Sheedy, J.E., et al., *Progressive powered lenses: The Minkwitz theorem*. Optometry and Vision Science, 2005. 82(10): p. 916-922.